

Conceção e desenvolvimento de dispositivo para monitorização do movimento do pulso

Paulo César Marreiro Costa

Dissertação de Mestrado

Orientadores:

Paulo Augusto Ferreira de Abreu

Maria Teresa Restivo



Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto
Mestrado Integrado em Engenharia Mecânica
Especialização de Automação

Junho 2017

Aos meus pais.

Resumo

O pulso é uma das articulações mais flexíveis do corpo que nos permite praticar as diversas atividades na vida quotidiana. Lesões ao nível desta articulação são frequentes, podendo ser devido a doenças reumatológicas, distúrbios metabólicos, tumores, doenças infecciosas e traumas.

A recuperação da mobilidade da articulação do pulso é conseguida através da reabilitação que requer uma grande quantidade de recursos e de tempo, sendo que os dispositivos comerciais não oferecem uma solução económica, tendo os doentes que recorrer a centros de reabilitação onde as metodologias usadas são muito tradicionais e baseadas em avaliação de carácter subjetivo.

O objetivo desta dissertação consiste na conceção e desenvolvimento de dispositivo para monitorização e treino do movimento do pulso com dupla função de avaliação e realização de exercícios de reabilitação, tendo sido feito contactos com profissionais da área da reabilitação da mão da Escola Superior de Saúde do Instituto Politécnico do Porto para o auxílio da validação do sistema desenvolvido.

O dispositivo desenvolvido recorre a componentes de uso comum, de baixo custo, baseado num sistema de dois eixos, e permitindo a monitorização dos movimentos de pronação/extensão, flexão/extensão e desvio radial/ulnar.

A monitorização da posição angular dos eixos do dispositivo é conseguida através potenciómetros com *reed switches* para a tarefa de fins de curso. Estes transdutores são lidos pelo microcontrolador em plataforma *Arduino* e os dados enviados para o computador.

Foi desenvolvida uma aplicação com interface gráfica para computador. Esta é responsável por comunicar com o *Arduino*, implementando funcionalidades de monitorização, de registo de dados e permitindo a avaliação e realização de exercícios para o pulso, demonstrando assim a utilidade do dispositivo em atividades de reabilitação.

Design and development of a monitoring device for wrist movement

Abstract

The wrist is one of the most flexible joints in the human body that allows us to do the many diversified activities of the everyday life. Joint injuries are frequent and may be due rheumatological diseases, metabolic disorders, tumours, infectious diseases and traumas.

Mobility recovery of the wrist's joints is achieved through rehabilitation which requires multiple resources and time. Commercial devices do not offer an economic solution, so patients need to go to rehabilitation centres.

The goal of this dissertation was the design and development of a monitoring and training device for wrist movement with the dual function of evaluation and rehabilitation exercises.

The developed device uses current components, of low cost, comprising a system with two rotary axes which allows pronation/extension, flexion/extension and radial/ulnar deviation monitoring.

The device uses potentiometers for measuring the angular position of the two axes and reed switches for limit detection. The transducers are connected to an Arduino board that interfaces with a computer.

For the computer, an application with a graphical user interface was developed. The application implements monitoring functionalities and data logging to allow evaluation and exercise the wrist, demonstrating the device utility on rehabilitation activities.

Agradecimentos

Em primeiro lugar, gostaria de agradecer aos meus orientadores, o Prof. Paulo Augusto Ferreira de Abreu e a Prof. Maria Teresa Restivo pelo apoio, dedicação e disponibilidade demonstrada ao longo do período de realização da dissertação.

Um agradecimento à equipa presente no laboratório, em particular ao Fernando Carneiro, João Silva, Nuno Coelho, Rafael Tavares e Tiago Andrade, pelos conselhos, ensinamentos e boa disposição.

Um obrigado ao Sr. Joaquim por toda a ajuda e apoio indispensáveis para a realização do trabalho.

Um obrigado ao meu amigo Diogo Rodrigues não só pela grande amizade como também pela transferência de conhecimentos úteis ao desenvolvimento da dissertação.

Quero agradecer também a todos os meus amigos do curso pelo companheirismo e amizade durante todo este tempo, dos quais destaco o Artur Louçano, Joana Gomes, Marta Maurício, Ricardo Campos, Rui Ponte e Tiago Dias.

Um obrigado à Tuna de Engenharia da Universidade do Porto pelas amizades, memórias e música.

Um obrigado à minha família, em especial aos meus pais Maria e Paulo, e à minha namorada Rita pelo apoio e amor incondicionais.

Um grande obrigado a todos.

Conteúdos

1	Introdução	1
1.1	Reabilitação do pulso	1
1.2	Objetivos	3
1.3	Estrutura da dissertação	3
2	Estado da Arte	5
2.1	Introdução	5
2.2	System 4 Pro [8] e HUMAC NORM [9]	5
2.3	Maestra [10]	6
2.4	MR-Tech [11]	7
2.5	Pablo Sensor Handle [13]	8
2.6	Artromot H [14]	8
2.7	Powerball [15]	9
2.8	Conclusão	9
3	Projeto do dispositivo	11
3.1	Introdução	11
3.2	Especificações do sistema	11
3.3	Estrutura cinemática	11
3.4	Modelação mecânica	12
3.4.1	Protocolo para avaliação do movimento do pulso	12
3.4.2	Antropometria	14
3.4.3	Modelo CAD 3D	17
3.5	Monitorização da orientação	19
3.6	Hardware de programação	20
3.7	Arquitetura global do sistema	21
3.8	Conclusão	22
4	Desenvolvimento e implementação de protótipo	23
4.1	Introdução	23
4.2	Ligação dos componentes ao Arduino	23
4.3	Estrutura do dispositivo	25
4.4	Conclusão	26
5	Software e interface gráfica	27
5.1	Introdução	27
5.2	Programação do Arduino e Comunicação com Processing	27

5.3	Módulos da Interface Gráfica.....	28
5.4	Armazenamento e visualização de dados	32
5.5	Arquitetura da Interface Gráfica.....	34
5.6	Conclusão	37
6	Verificação e validação experimental	39
6.1	Introdução.....	39
6.2	Aferição dos potenciômetros.....	39
6.3	Teste de repetibilidade.....	42
6.4	Demonstração da utilização do dispositivo	43
6.5	Conclusão	46
7	Conclusões e Trabalhos Futuros	47
7.1	Conclusões.....	47
7.2	Sugestões para Trabalhos Futuros	47
	Referências	49

Índice de Figuras

Figura 1.1 – À esquerda uma representação visual das fileiras proximal (vermelho) e distal (verde) [2]. À direita, uma legenda dos ossos que constituem o carpo [3].	1
Figura 1.2 – Exercícios para a reabilitação do pulso utilizando os três eixos de rotação (Adaptado de [5] e [6]).	2
Figura 2.1 - Biodex com a configuração para exercícios de extensão/flexão e desvio radial/ulnar do pulso [8].	5
Figura 2.2 - Dispositivo Kinetec para a flexão/extensão e desvio radial/ulnar do pulso [10].	6
Figura 2.3 - Dispositivo Kinetec para a pronação/supinação do pulso [10].	6
Figura 2.4 - Consola presente no dispositivo Maestra [10].	7
Figura 2.5 - Representação do MR-Tech [11].	7
Figura 2.6 - Demonstração do Pablo Sensor Handle e do Pablo Multiball [13].	8
Figura 2.7 – Demonstração do Artromot H e do seu controlador [14].	8
Figura 2.8 - Powerball para a reabilitação do pulso [15].	9
Figura 3.1 - Representação de punho esférico.	12
Figura 3.2 - Procedimento de medição com goniómetro da flexão/extensão do pulso [20].	12
Figura 3.3 – Procedimento de medição com goniómetro do desvio radial/ulnar do pulso [20].	13
Figura 3.4 – Procedimento de medição com goniómetro da pronação/supinação do pulso [20].	13
Figura 3.5 - Dimensões da mão, pulso e antebraço [21].	14
Figura 3.6 - Representação da execução da flexão/extensão e desvio radial/ulnar no mesmo plano.	17
Figura 3.7 - Representação dos ossos que demostram o eixo de rotação de cada movimento. À esquerda o osso piramidal e à direita o escafoide.	18
Figura 3.8 - Render 1 em Solidworks do manípulo do dispositivo.	18
Figura 3.9 – Render 2 em Solidworks do manípulo do dispositivo e demonstração dos eixos de rotação e dos veios que serão acoplados a potenciómetros.	19
Figura 3.10 - RS Pro P25, potenciómetro selecionado para a medição da orientação do sistema [23].	19
Figura 3.11 - Reed Switch subminiature N/O AT 17-23 [24].	20
Figura 3.12 - Arduino Uno.	20
Figura 3.13 - Raspberry Pi 3.	21
Figura 3.14 - Representação da arquitetura referente ao dispositivo.	22
Figura 4.1 - Representação da ligação dos componentes ao Arduino UNO.	23
Figura 4.2 - Desenho esquemático das ligações do circuito.	24

Figura 4.3 – Desenho final da placa de circuito impresso.	24
Figura 4.4 - Versão final da placa de circuito impresso.....	25
Figura 4.5 - Versão final da placa ligada ao Arduino e transdutores.....	25
Figura 4.6 - Versão final do protótipo.....	26
Figura 5.1 - Printscreen da aba de ferramentas onde é verificada a porta COM atribuída.	27
Figura 5.2 - Conteúdo da mensagem enviada do Arduino para o computador.....	28
Figura 5.3 - Representação da conversão da mensagem recebida do Arduino para a atribuição a variáveis.	28
Figura 5.4 – Módulo de informação da interface gráfica.....	29
Figura 5.5 - Módulo de configuração da interface gráfica.....	29
Figura 5.6 - Módulo ROM da interface gráfica.	30
Figura 5.7 - Módulo de monitorização dos potenciómetros e instrução da interface gráfica. .	30
Figura 5.8 - Módulo de monitorização dos potenciómetros e instrução em modo de avaliação.	31
Figura 5.9 – Módulo de visualização de dados na interface gráfica.	31
Figura 5.10 - Interface gráfica do dispositivo.	32
Figura 5.11 - Criação e gravação de nova tabela.	32
Figura 5.12 - Gravação de valores na tabela.....	33
Figura 5.13 - Ficheiro .csv gerado pelo código aberto no Microsoft Excel.....	33
Figura 5.14 – Exemplo da biblioteca ControlP5 e da abertura de informação de tabelas.	34
Figura 5.15 - Diagrama comportamental do programa durante o exercício.	35
Figura 5.16 - Diagrama comportamental do programa durante a avaliação.	36
Figura 5.17 – Diagrama representativo do programa referente ao cálculo dos movimentos...	36
Figura 5.18 - Diagrama comportamental da aplicação.	37
Figura 6.1 - Representação das posições do manípulo utilizadas para a aferição dos potenciómetros do eixo vertical e da fixação com pino usada.....	40
Figura 6.2 - Representação da posição do manípulo utilizada para a aferição dos potenciómetros do eixo horizontal.....	40
Figura 6.3 - Protocolo de configuração.....	42
Figura 6.4 - Protocolo de configuração com valores fora da gama de segurança.....	42
Figura 6.5 - Demonstração do dispositivo durante a avaliação.	44
Figura 6.6 - Demonstração do dispositivo durante o exercício para os movimentos de pronação e supinação.	45
Figura 6.7 - Demonstração da atuação dos fins de curso no PCB e na aplicação.....	46

Índice de Tabelas

Tabela 2.1 - Relação do tipo de exercícios com os dispositivos.	9
Tabela 3.1 – Dimensões mínimas, médias e máximas do pulso e da mão [22].	15
Tabela 3.2 - Movimentos do pulso durante atividades funcionais para flexão/extensão e desvio radial/ulnar (valores em graus) [16].	15
Tabela 3.3 – Movimentos do pulso durante atividades funcionais para pronação/supinação (valor em graus) [19].	16
Tabela 3.4 - Efeito da idade para a flexão, extensão, desvio radial e ulnar do pulso (valor em graus) [Adaptação de [19]].	16
Tabela 3.5 - Efeito da idade para a pronação e supinação (valor em graus) [Adaptação de [19]].	17
Tabela 6.1 – Valor digital para a posição de -90°, 0° e +90° do eixo horizontal e variação com o 0.	41
Tabela 6.2 – Valor digital para a posição de -90°, 0° e +90° do eixo vertical e variação com o 0.	41
Tabela 6.3 - Resultados do teste de repetibilidade dos dois eixos (valores em graus).	43

Lista de acrónimos

ROM	Range of Motion
PDA	Personal Digital Assistant
USB	Universal Serial Bus
PCB	Printed Circuit Board
HDMI	High-Definition Multimedia Interface
LED	Light Emitting Diode
IDE	Integrated Development Environment
CSV	Comma-Separated Values

1 Introdução

1.1 Reabilitação do pulso

O pulso é uma das articulações mais flexíveis do corpo que nos permite praticar as diversas atividades na vida quotidiana. É uma estrutura complexa, composta de ossos, ligamentos e tendões que juntos e de forma harmoniosa permitem movimentos em diversos planos. O pulso, também designado por articulação do carpo, obtém a sua flexibilidade através de oito ossos que são ligados uns aos outros pelos ligamentos [1].

Estes ossos dividem-se em duas fileiras sendo elas a proximal e a distal, representadas a vermelho e a verde, respetivamente, na Figura 1.1 [2]. Os oito ossos, representados na Figura 1.1, têm o nome de: escafoide, semilunar, piramidal e pisiforme na fileira proximal e trapézio, trapezoide, capitado e unciforme na fileira distal [3].

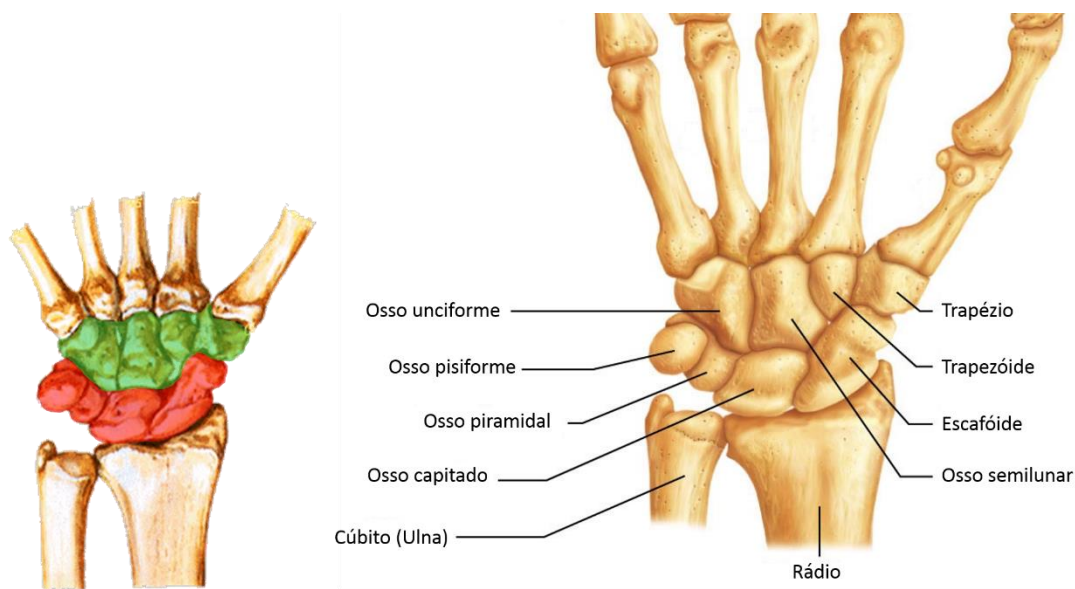


Figura 1.1 – À esquerda uma representação visual das fileiras proximal (vermelho) e distal (verde) [2].
À direita, uma legenda dos ossos que constituem o carpo [3].

Os ligamentos desempenham um papel importante no equilíbrio dos ossos durante os movimentos do pulso, sendo que as lesões a este nível são as mais frequentes em traumatologia e caso não seja procurado tratamento poderão surgir problemas a longo prazo.

As lesões mais comuns no pulso são a Tenossinovite de Quervain, instabilidades, lesões da fibrocartilagem triangular e fraturas. Estas podem ter diversas causas como as doenças reumatológicas, distúrbios metabólicos, tumores, doenças infecciosas e traumas. Normalmente ocorrem devido a microtraumatismos de repetição ou de traumas únicos, ou seja, do movimento repetitivo que coloca uma quantidade adicional de pressão sobre os ligamentos ou da absorção de uma força, por exemplo uma queda.

Assim, é habitual que as pessoas que sofrem estas lesões sejam atletas ou músicos, mais concretamente instrumentistas, em que na sua profissão ocorre uma repetição de vários movimentos, absorção de forças axiais e vetores de deformação. Das lesões desportivas, 3 a 9% envolvem a mão e pulso. No futebol, essa percentagem pode chegar a 14% e na ginástica a valores entre 46 e 87% [4].

Para o tratamento destas lesões utilizam-se gelo e anti-inflamatórios para o controlo da dor e do inchaço e nos casos mais graves até poderá ser necessário cirurgia. A fisioterapia irá permitir a recuperação da força e da mobilidade da articulação do pulso [4].

Os exercícios recomendados por fisioterapeutas para a reabilitação do pulso envolvem a flexão/extensão do pulso, bem como o desvio radial/ulnar (abdução) e rotação do mesmo, podendo eles serem em toda a amplitude da articulação, chamado de *Range of Motion* (ROM), ou não. Na Figura 1.2 estão representados exemplos de exercícios usados na fisioterapia que utilizam as rotações nos três eixos.

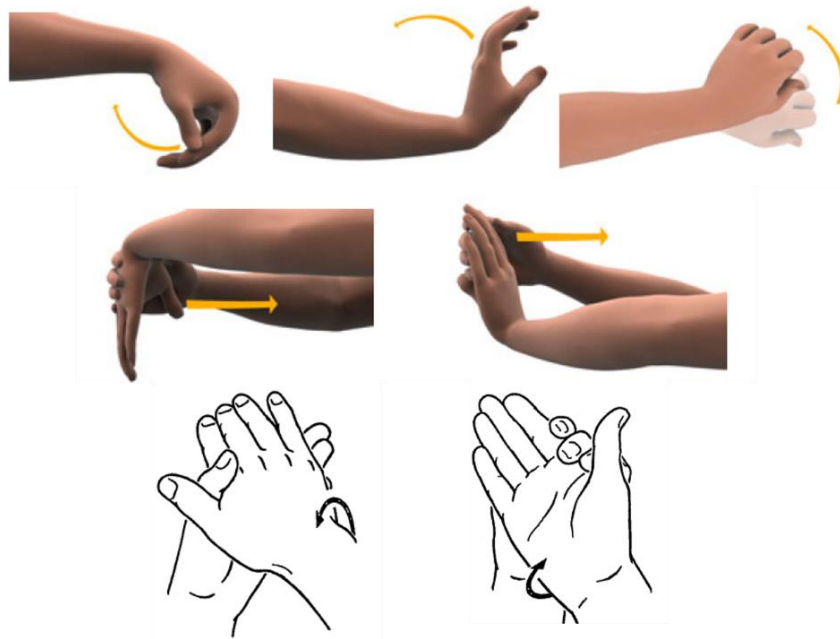


Figura 1.2 – Exercícios para a reabilitação do pulso utilizando os três eixos de rotação [Adaptação de [5] e [6]].

Além destes há vários exercícios que são usados consoante o estado do paciente pelo que é importante ter o conhecimento dos diferentes modos de exercício utilizados:

- Exercício isocinético – são exercícios em toda a ROM enquanto se controla a velocidade bidirecionalmente. A velocidade é constante para uma dada força de resistência. Exemplo deste exercício são as bicicletas do ginásio.
- Exercício passivo – são exercícios para se ganhar ROM, em que o movimento da articulação do paciente é assegurado por meio externos, isto é, o movimento é imposto ao paciente.
- Exercício isométrico – são exercícios em que o músculo não muda de comprimento durante a contração e não ocorre movimento na articulação, ou seja, o paciente exerce força que é igualada por uma força de reação, de modo a que a articulação se mantenha estática.
- Exercício isotónico – são exercícios em que existe no movimento realizado pelo paciente uma carga resistiva constante, por exemplo no levantamento de um peso livre.

Como já referido, o pulso representa uma grande importância nas atividades da vida quotidiana, pelo que a reabilitação do membro é uma parte muito importante na recuperação da mobilidade

e da força para que a pessoa consiga executar os movimentos que tanto fazem falta quer seja para beber de um copo de água ou abrir uma porta.

1.2 Objetivos

O objetivo deste trabalho consiste no desenvolvimento de um dispositivo que permita a monitorização do movimento do pulso com dupla função de avaliação e realização de exercícios de reabilitação. Vem dar continuidade a outros desenvolvimentos efetuados no Laboratório de Instrumentação para Medição no âmbito de dispositivos instrumentados para avaliação, monitorização e reabilitação.

Pretende-se que o dispositivo seja capaz de avaliar, ou seja, medir as amplitudes de movimento que um indivíduo em reabilitação do pulso consegue alcançar e, deste modo, contribuir para estas atividades de reabilitação registando resultados e possíveis progressos que possa ter. As tarefas principais a executar neste trabalho são as seguintes:

- Identificação de soluções para sensorização do dispositivo;
- Realização da estrutura do dispositivo para flexão/extensão e abdução do pulso e integração de sensorização;
- Desenvolvimento de uma solução de aquisição de dados da sensorização;
- Conceção e desenvolvimento de interface com utilizador;
- Implementação de protótipo final do dispositivo.

Será necessário o contacto com profissionais da área da reabilitação da mão para o auxílio da validação e sustentação do trabalho.

1.3 Estrutura da dissertação

A dissertação está dividida em 7 capítulos, estando estes descritos seguidamente:

- Capítulo 1 – Introdução – No qual esta seção se insere, onde se faz uma apresentação do tema da dissertação, motivações, enquadramento e a atingir;
- Capítulo 2 – Estado da Arte – Apresenta uma pesquisa bibliográfica de soluções existentes no mercado ou em fase de desenvolvimento para a reabilitação do pulso, focando as suas características e princípio de funcionamento;
- Capítulo 3 – Projeto do dispositivo – Enuncia as especificações e requisitos do sistema e projeto e modelação do dispositivo de forma a cumprir o objetivo;
- Capítulo 4 – Desenvolvimento e implementação do dispositivo – Descreve a solução mecânica e de sensorização, sendo apresentada a sua estrutura final;
- Capítulo 5 – *Software* e interface gráfica – É descrita a conceção da interface gráfica para monitorização do dispositivo;
- Capítulo 6 – Verificação e validação experimental – Apresentam-se os testes realizados ao dispositivo e os seus resultados e interação do utilizador com o mesmo;
- Capítulo 7 – Conclusões e trabalhos futuros – Apresentam-se as várias conclusões retiradas como algumas propostas para trabalhos futuros para melhorar o dispositivo obtido.

2 Estado da Arte

2.1 Introdução

Atualmente existem vários dispositivos que auxiliam a reabilitação do pulso, podendo estes serem instrumentados ou não. A motivação de um paciente para a terapia pode ser conseguida com o design do dispositivo, com uma boa interface gráfica que possa incentiva-lo a superar as capacidades recuperadas em cada momento e ainda pelas facilidades de registo que permitem, de um modo conciso, avaliar a evolução ao longo do tempo de terapia.

Note-se que alguns dos exemplos seguintes têm por base dispositivos de movimento contínuo passivo, onde se pressupõe que a articulação se move sem o esforço do utilizador, ao contrário do movimento contínuo ativo onde o esforço para movimento vem do utilizador [7].

Nas seções seguintes são apresentados exemplos de dispositivos para a reabilitação do pulso.

2.2 System 4 Pro [8] e HUMAC NORM [9]

Desenvolvido pela empresa Biodex e pela *Computer Sports Medicine Inc* (CSMi), o System 4 Pro (Figura 2.1) e o HUMAC NORM, respetivamente, são máquinas avançadas e muito versáteis para o teste e a reabilitação do sistema músculo-esquelético. Permitem exercitar joelho, tornozelo, anca, ombro, cotovelo, antebraço e, mais importante para o trabalho, o pulso.

Estes dispositivos acomodam a flexão/extensão do pulso, desvio radial/ulnar e pronação/supinação, que através de um dinamómetro permite registar dados e representá-los na interface do *software* compatível com o sistema operativo *Windows*.

Estas máquinas permitem ao paciente realizar exercícios isocinéticos, passivos, isométricos e isotónicos.



Figura 2.1 - Biodex com a configuração para exercícios de extensão/flexão e desvio radial/ulnar do pulso [8].

2.3 Maestra [10]

O dispositivo Maestra, da empresa Kinetec, é um sistema usado para exercícios passivos da mão e pulso que permite a movimentação do antebraço, pulso e dedos.

O paciente coloca o antebraço num suporte, ficando este fixo, enquanto movimenta o pulso e/ou a mão fixadas num eixo acoplado a um motor. Este motor é responsável pela força que auxilia o movimento, podendo ser ajustada na interface do utilizador. Isto no caso da flexão/extensão e desvio radial/ulnar do pulso (Figura 2.2). Caso se queira exercitar a pronação/supinação, o paciente segura numa manivela que está diretamente acoplada ao motor (Figura 2.3).

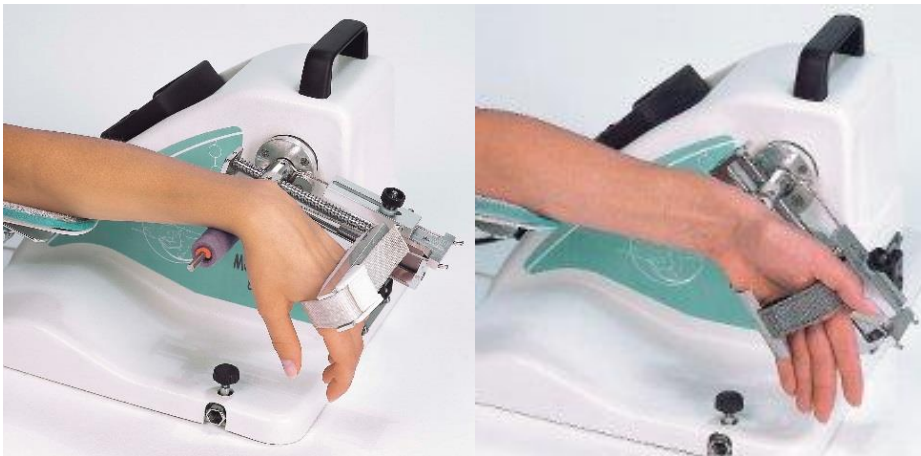


Figura 2.2 - Dispositivo Kinetec para a flexão/extensão e desvio radial/ulnar do pulso [10].



Figura 2.3 - Dispositivo Kinetec para a pronação/supinação do pulso [10].

O dispositivo possui uma consola (Figura 2.4) onde é possível escolher o tipo de exercício (flexão/extensão, desvio ulnar/radial, pronação/supinação, etc.), programas pré-definidos, o ajuste da velocidade do movimento, da força passiva exercida pelo motor, do tempo, dos limites superior e inferior da amplitude da articulação pretendida e o tempo de pausa em cada limite.

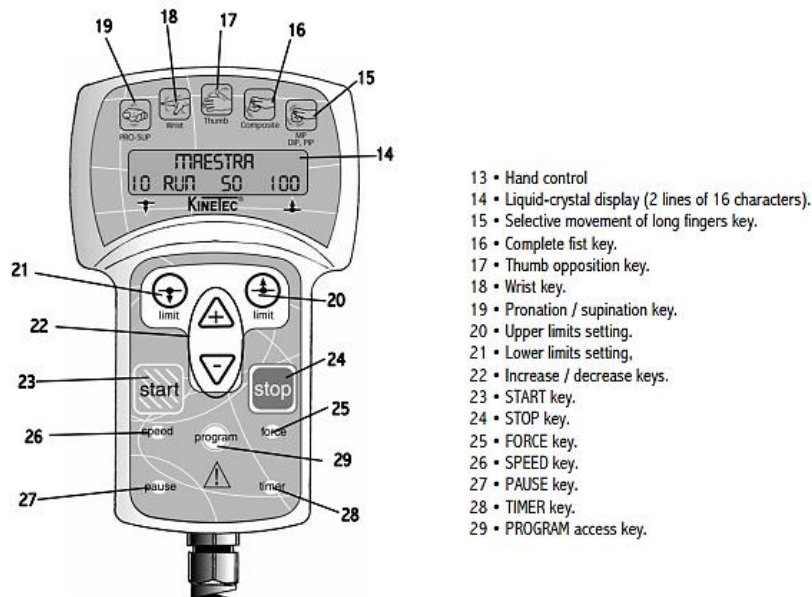


Figura 2.4 - Consola presente no dispositivo Maestra [10].

2.4 MR-Tech [11]

MR-Tech (Figura 2.5) é um dispositivo que permite exercícios de rotação do pulso (pronação/supinação) de modo isocinético, isométrico e isotónico. Utiliza um fluido magneto-reológico que quando exposto a um campo magnético altera a sua viscosidade passando o material de um estado semilíquido para um estado semissólido num curto intervalo de tempo (aproximadamente 15 ms) [12].

O utilizador ao acionar o dispositivo gera um campo magnético. Quanto mais rápido o movimento, maior a intensidade do campo magnético e maior a densidade do fluido magneto-reológico, o que se traduz por uma carga resistiva maior.

O dispositivo apresenta duas interfaces em que uma é um computador usado pelo fisioterapeuta para regular parâmetros dos exercícios e analisar dados recolhidos durante o exercício. O outro é um *Personal Digital Assistant* (PDA) que fornece um *feedback* visual simples ao paciente quando este utiliza o dispositivo e armazena os resultados dos exercícios.



Figura 2.5 - Representação do MR-Tech [11].

2.5 Pablo Sensor Handle [13]

O Pablo Sensor Handle da empresa Tyromotion é um dispositivo parecido a um *joystick* para monitorização de orientação que permite a reabilitação de antebraço e mão. O paciente manipula o dispositivo que simultaneamente controla os movimentos num jogo, permitindo que este realize exercícios de pulso de uma forma menos monótona. Além disso, são feitos registos dos exercícios que ficam guardados no *software* utilizado podendo ser visualizados mais tarde com os seus progressos. O sistema é ligado ao computador através de um cabo USB.

O dispositivo tem vários acessórios que podem ser usados para efetuar certos tipos de exercícios, sendo um deles, o Pablo Multiball (Figura 2.6) que permite a flexão/extensão e pronação/supinação do pulso.



Figura 2.6 - Demonstração do Pablo Sensor Handle e do Pablo Multiball [13].

2.6 Artromot H [14]

Artromot (Figura 2.7), da empresa ORMED, é um dispositivo compacto, leve (1 kg) e móvel que permite o movimento de flexão/extensão, desvio radial/ulnar do pulso ou a combinação dos dois, adaptável às duas mãos. É um sistema que integra um motor e permite a realização de exercícios passivos. Os limites de movimento podem ser ajustados no goniómetro do dispositivo.

O sistema apresenta um controlador que é segurado com a mão que não está a realizar o exercício e onde é possível escolher entre três forças passivas: na primeira (0) o dispositivo encontra-se desligado, na segunda (1) o dispositivo funciona a 50% da capacidade do motor e na terceira (2) funciona a 100%. O controlador inclui a bateria que alimenta o motor e um indicador do estado da sua carga.



Figura 2.7 – Demonstração do Artromot H e do seu controlador [14].

2.7 Powerball [15]

Este dispositivo (Figura 2.8) permite fazer um exercício isocinético, na medida em que quanto mais rápido se realizar o exercício, maior a resistência que o aparelho fornece. O exercício requer a rotação do pulso, bem como a força de preensão, tendo assim todo o tipo de movimentos envolvidos na reabilitação do pulso (flexão/extensão e desvio radial/ulnar), ativando os músculos desde os dedos até aos ombros.

Ao rodar o rotor da Powerball, produz-se um campo magnético que gera energia para alimentar o *display* que mostra o progresso. Este progresso é dado pelo número de rotações, monitorizando através de um detetor *reed switch*, sendo disponibilizado o número de rotações em tempo real e o pico de rotações que o paciente tentará melhorar.



Figura 2.8 - Powerball para a reabilitação do pulso [15].

2.8 Conclusão

Como foi visto, existem vários dispositivos para a reabilitação do pulso, sendo uns mais avançados do que outros. No entanto, os dispositivos que permitem a realização de todos os movimentos do pulso têm a desvantagem de serem caros e ainda de necessitarem de reconfiguração da estrutura para diferentes movimentos ou mesmo para a adaptação da outra mão. Na Tabela 2.1 estão representados os tipos de exercícios, do ponto de vista do utilizador, que cada dispositivo apresentado disponibiliza e o seu custo comercial.

Tabela 2.1 - Relação do tipo de exercícios com os dispositivos.

	Isocinético	Passivo	Isométrico	Isotónico	Custo
Biodex/CSMI	X	X	X	X	24700 € [16]
Maestra		X		X	>5400 € [17]
MR-Tech	X				Não comerciável
Pablo Sensor				X	Não disponível
Artromot H		X			5000 € [18]
Powerball	X				>25 € [15]

Sendo a monitorização e o treino do movimento do pulso o objetivo do dispositivo a desenvolver, este será vocacionado para a realização de exercícios isotónicos.

3 Projeto do dispositivo

3.1 Introdução

No projeto de um dispositivo direcionado para a monitorização dos movimentos do pulso há vários fatores a ter em conta como a postura do utilizador na utilização do dispositivo, tal como a antropometria, ou seja, as dimensões e forma da mão e pulso do utilizador, bem como a forma do dispositivo que terá que permitir a realização dos movimentos referentes ao pulso, ser ergonómica e de fácil e intuitiva utilização a quem o está a usar. Tendo este estudo feito, é possível conceber e projetar um protótipo inicial do dispositivo recorrendo ao *software Solidworks*.

De seguida, é necessário perceber qual a solução mais adequada para obter os dados que permitem recolher informações pretendidas à monitorização do sistema, mais concretamente da rotação dos diferentes eixos, e como pode ser realizada transferência dessa informação para um computador.

3.2 Especificações do sistema

Para a integração e validade deste sistema, há certos requisitos e especificações que têm que ser cumpridos, que são enumerados de seguida.

Requisitos funcionais:

- Dispositivo para a realização de extensão/flexão, desvio radial/ulnar e pronação/supinação;
- Aquisição e registo num *display* da orientação do pulso;
- Eixo de movimento de baixo atrito e limites consoante a amplitude da articulação;
- Dimensões ajustáveis para compatibilidade ao utilizador;
- Custo reduzido, portátil, se necessário, e table top;
- Adequado à avaliação e reabilitação do pulso.

Especificações:

- Rotações de até 180°.

3.3 Estrutura cinemática

De forma a realizar os diferentes movimentos sem a necessidade de reajustamento do dispositivo, é necessário que os eixos de rotação se intersectem num ponto, que deve estar sobre o eixo de rotação do pulso. Um exemplo que representa uma estrutura deste tipo são os punhos esféricos usados na robótica, com 3 graus de liberdade, como visto na Figura 3.1.

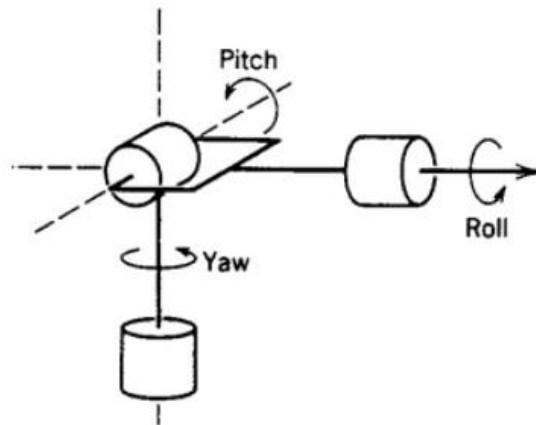


Figura 3.1 - Representação de punho esférico [Adaptação de [19]].

Quanto maior for o número de eixos de rotação a monitorizar, maior será o custo do dispositivo, já que é exigido um maior número de sensores. No entanto, podem ser utilizados dispositivos com apenas dois eixos de rotação desde que o utilizador reposicione o pulso. Assim, é possível realizar pronação/supinação através do *roll*, flexão/extensão através do *pitch* e desvio radial/ulnar através da rotação de 90° do *roll* e rotação do *pitch*.

3.4 Modelação mecânica

O desenvolvimento da modelação mecânica do protótipo do dispositivo requer um conhecimento prévio do protocolo para os exercícios do pulso pretendidos como também das dimensões da mão humana através da antropometria.

3.4.1 Protocolo para avaliação do movimento do pulso

Antes de iniciar o planeamento da estrutura do dispositivo, é necessário o conhecimento do protocolo utilizado para a avaliação do movimento do pulso.

Para flexão/extensão e desvio radial/ulnar, as posições recomendadas para a medição da articulação com um goniómetro são, respetivamente:

“Posicionar o indivíduo sentado ao lado da superfície de apoio com o ombro abduzido a 90° e o cotovelo fletido a 90°. Colocar o antebraço na posição neutra, entre supinação e pronação, de forma a que a palma da mão aponte para o chão. Descansar o antebraço na superfície de apoio, deixando a mão livre para se movimentar[20]”, observado na Figura 3.2 e Figura 3.3.



Figura 3.2 - Procedimento de medição com goniómetro da flexão/extensão do pulso [21]



Figura 3.3 – Procedimento de medição com goniómetro do desvio radial/ulnar do pulso[21].

Para a pronação/supinação recomenda-se a seguinte posição:

“Posicionar o indivíduo sentado, com o ombro a 0° de flexão, extensão, abdução, adução e rotação para que o antebraço esteja ao lado do corpo. Fletir o cotovelo a 90° e apoiar o antebraço. Posicionar inicialmente o antebraço na posição neutra, entre supinação e pronação, de forma a que o polegar aponte para cima[20]”, observado na Figura 3.4.



Figura 3.4 – Procedimento de medição com goniómetro da pronação/supinação do pulso [21].

A diferença entre a flexão/extensão e desvio radial/ulnar para a supinação/pronação é na abdução do ombro que está a 90° nos primeiros e 0° nos últimos. Idealmente, quer-se que as posições de teste sejam semelhantes em todos os movimentos para evitar ajustes no dispositivo ou paragens do exercício.

Em 1969, Spilman e Pinkston [20] examinaram a relação de três posições de teste de goniometria mais frequentes no desvio radial e ulnar. Numa das posições, o braço do indivíduo estava encostado ao corpo com o cotovelo dobrado a 90° e antebraço em pronação, semelhante à posição de teste relativa à supinação/pronação do pulso. Apesar da amplitude da articulação no desvio radial/ulnar ser ligeiramente menor comparado com a posição descrita acima (aproximadamente 3 graus), esta postura permite ao indivíduo realizar todos os exercícios sem nenhuma alteração. A flexão/extensão do pulso seria feita assim na posição neutra do antebraço, realizando o movimento para a esquerda e direita em vez de para baixo e para cima.

Após o contato com profissionais da área de reabilitação da mão da Escola Superior de Saúde do Instituto Politécnico do Porto, chegou-se à conclusão que a medição da flexão/extensão e

desvio radial/ulnar com o braço junto ao tronco é uma das práticas mais usada e preferível. A flexão/extensão num movimento horizontal também é aconselhada, pois os ligamentos do pulso estão mais relaxados comparativamente com o movimento vertical na posição neutra do antebraço.

3.4.2 Antropometria

Antes de projetar o dispositivo é necessário ter em conta os aspetos relacionados com a antropometria, ou seja, com as dimensões do corpo humano, mais concretamente do pulso e da mão, representada na Figura 3.5.

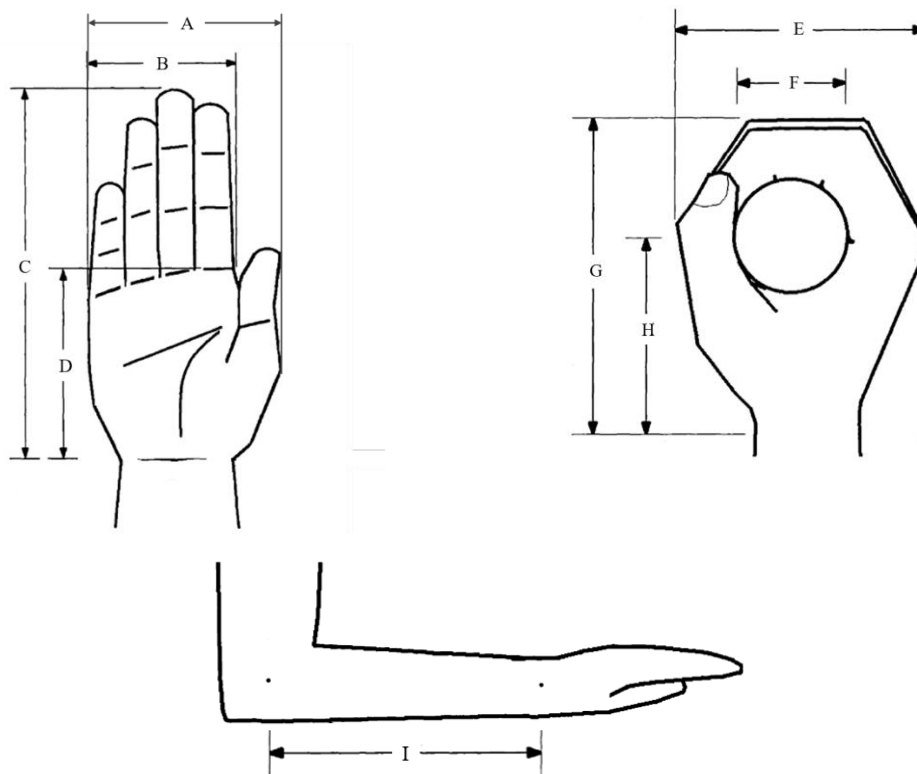


Figura 3.5 - Dimensões da mão, pulso e antebraço [22].

Assim, são retirados os valores das dimensões da mão, pulso e antebraço do homem e da mulher para percentis de 1%, 50% e 99% [23], representados na Tabela 3.1.

Tabela 3.1 – Dimensões mínimas, médias e máximas do pulso e da mão [23].

Medidas em mm	Homem			Mulher		
	1º percentil	50º percentil	99º percentil	1º percentil	50º percentil	99º percentil
(A) Largura da mão	94	104	117	81	91	104
(B) Largura do aperto	79	89	99	69	76	84
(C) Comprimento da mão	168	191	213	152	175	198
(D) Comprimento do dorso da mão	66	76	86	63	74	84
(E) Espessura do aperto	86	94	104	76	84	91
(F) Diâmetro da pega	32	35	38	32	35	38
(G) Comprimento do aperto	97	119	142	97	109	122
(H) Distância entre o eixo de rotação do pulso à pega	66	76	86	63	74	84
(I) Distância do cotovelo ao eixo de rotação do pulso	234	257	274	211	234	247

Além das dimensões, associadas à mão é necessário analisar as amplitudes de movimento realizadas em diversas atividades. Na Tabela 3.3 e Tabela 3.4 estão representados valores típicos de amplitude angular de movimentos do pulso/mão para diferentes atividades quotidianas.

Tabela 3.2 - Tabela 3.3 - Movimentos do pulso durante atividades funcionais para flexão/extensão e desvio radial/ulnar (valores em graus e sinais negativos denotam flexão e desvio radial) [Adaptação de [20]].

Atividade	Extensão			Desvio Ulnar		
	Min.	Max.	ΔMov.	Min.	Max.	ΔMov.
Levar copo à boca	11,2	24,0	12,8			
Beber de copo	2	22	20	5	20	15
Beber de copo com pega	-7,5	5,9	13,4	8,3	16,1	7,8
Comer com garfo	9,3	36,5	27,7			
	3,3	17,7	14,4	3,2	-4,9	8,1
Tarefas de alimentação	-6,8	20,9	27,2	18,7	-2,4	21,1
Cortar com faca	-3,5	20,2	23,7			
	-30	-5	25	12	27	15
Utilizar jarro	8,7	29,7	21			
	-20	22	42	12	32	20
Rodar maçaneta	-40	45	85	-2	32	34
Usar telefone	-0,1	42,6	42,7			
	-15	40	55	-10	12	22
Rodar volante	-15	45	60	-17	27	44
Levantar da cadeira	0,6	63,4	62,8			
	-10	60	70	5	30	25

Tabela 3.4 – Movimentos do pulso durante atividades funcionais para pronação/supinação (valor em graus e sinais negativos indicam supinação e pronação) [Adaptação de [20]].

Atividade	Pronação	Supinação	Δ Mov.
	Max.	Max.	
Usar telefone	40,9	22,6	63,5
Levantar da cadeira	33,8	-9,5	24,3
Abrir porta	35,4	23,4	58,8
Ler jornal	48,8	-7,3	41,5
Utilizar jarro	42,9	21,9	64,8
Levar copo à boca	10,1	13,4	23,5
Beber de copo	-3,4	31,2	27,8
Cortar com faca	41,9	-26,9	15
Comer com garfo	10,4	51,8	62,2
Comer com colher	38,2	58,8	97
	22,9	58,7	81,6

Para os limites angulares da articulação do pulso, segundo a *American Association of Orthopaedic Surgeons*, os valores médios em graus são 80, 70, 20 e 30 para a flexão, extensão, desvio radial e desvio ulnar, respetivamente [20]. De notar que nos testes padrão do dispositivo da Biodex [8], os valores utilizados para flexão e extensão são semelhantes, sendo no entanto considerados 25 e 35 graus para os testes de desvio radial e ulnar.

É de tomar em conta também que as amplitudes variam consoante a idade e o género, diminuindo com o aumento da idade. Na Tabela 3.5. são apresentados a variação da amplitude de diversos movimentos do pulso com a idade [20].

Tabela 3.5 - Efeito da idade para a flexão, extensão, desvio radial e ulnar do pulso (valor em graus) [Adaptação de [20]].

	20-29 anos n=19	30-39 anos n=18	40-54 anos n=19	60-85 anos n=30	60-90+ anos n=62
Movimento	Média (σ)	Média (σ)	Média (σ)	Média (σ)	Média (σ)
Flexão	76,8 (5,5)	74,9 (4,0)	72,8 (8,9)	62,0 (12,0)	50,8 (13,8)
Extensão	77,5 (5,1)	72,8 (6,9)	71,6 (6,3)	61,0 (6,0)	44,0 (9,9)
Desvio radial	21,4 (3,6)	20,3 (3,1)	21,6 (5,1)	20,0 (6,0)	
Desvio ulnar	35,1 (3,8)	36,1 (2,9)	34,7 (4,5)	28,0 (7,0)	35,0 (9,5)

Para a pronação e supinação, a *American Association of Orthopaedic Surgeons* e a Biodex usam valores de 80 graus para os dois movimentos, sendo que aqui as variações da amplitude com a idade são menos significantes, como mostra na Tabela 3.6 [20].

Tabela 3.6 - Efeito da idade para a pronação e supinação (valor em graus) [Adaptação de [20]].

	20-29 anos n=19	30-39 anos n=18	40-54 anos n=19	60-85 anos n=30
Movimento	Média (σ)	Média (σ)	Média (σ)	Média (σ)
Pronação	76,2 (3,9)	73,6 (4,3)	75,0 (7,0)	68,0 (9,0)
Supinação	80,1 (3,7)	81,7 (4,2)	81,4 (4,0)	83,0 (11,0)

3.4.3 Modelo CAD 3D

Para a acomodação dos 3 movimentos pode-se recorrer a um sistema com dois graus de liberdade, visto que a flexão/extensão e desvio radial/ulnar podem ser executados no mesmo eixo de rotação, como representado na Figura 3.6, ficando o segundo grau de liberdade reservado para a pronação/supinação.

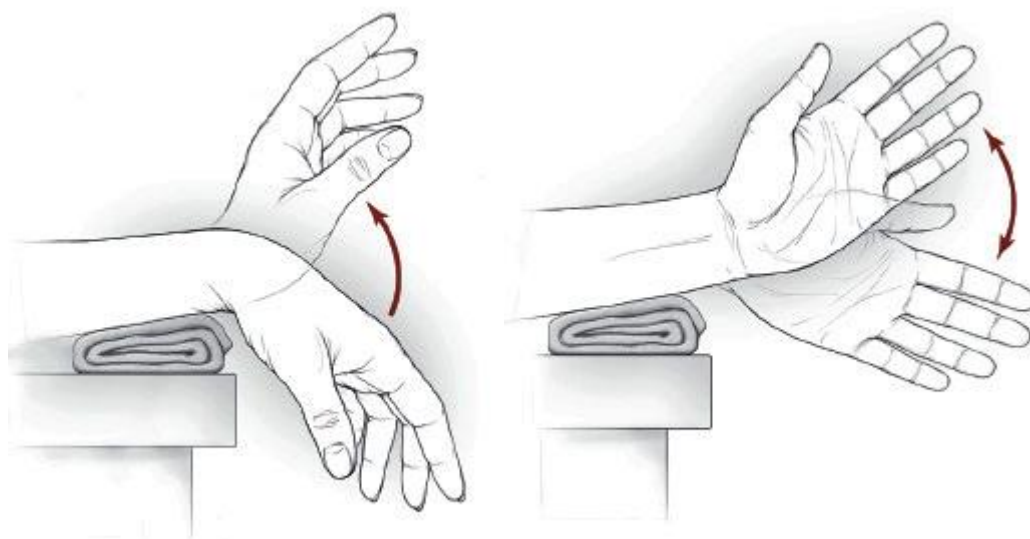


Figura 3.6 - Representação da execução da flexão/extensão e desvio radial/ulnar no mesmo plano.

O eixo de rotação na extensão/flexão localiza-se na parte lateral do pulso, em cima do osso piramidal e o eixo de rotação no desvio radial/ulnar por cima do escafoide, representado na Figura 3.7 [20].

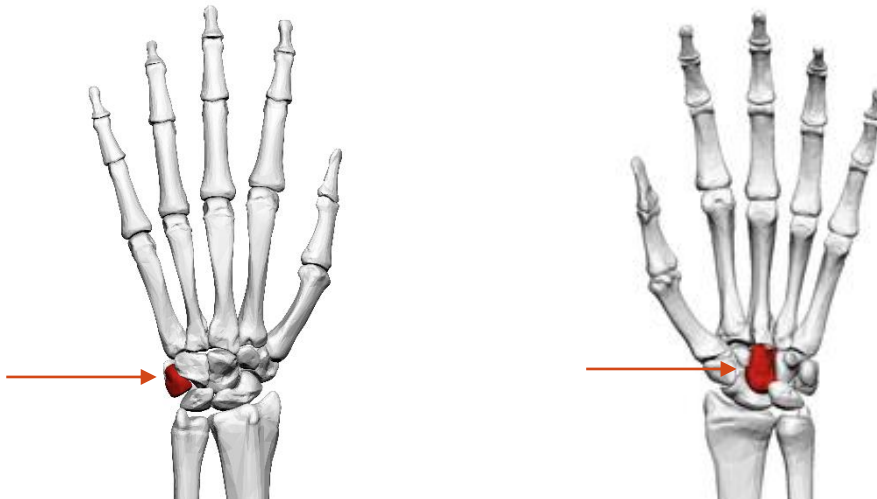


Figura 3.7 - Representação dos ossos que demonstram o eixo de rotação de cada movimento.
À esquerda o osso piramidal e à direita o escafoide.

Assim, é necessário que o sistema mecânico possa ser manipulado pelo indivíduo de forma a que este consiga rodar em torno do eixo do antebraço e em torno do eixo de rotação do pulso. No programa de CAD 3D *Solidworks*, foi feito um protótipo de um manípulo (Figura 3.8 e Figura 3.9) que apresenta as condições indicadas a cima. Assim como alguns dispositivos referidos no capítulo 2, optou-se por uma pega para o movimento deste manípulo, visto ser mais fácil e intuitivo na sua utilização e por se pretender que o movimento seja exclusivo do pulso, não sendo condicionado pelo movimento dos dedos.

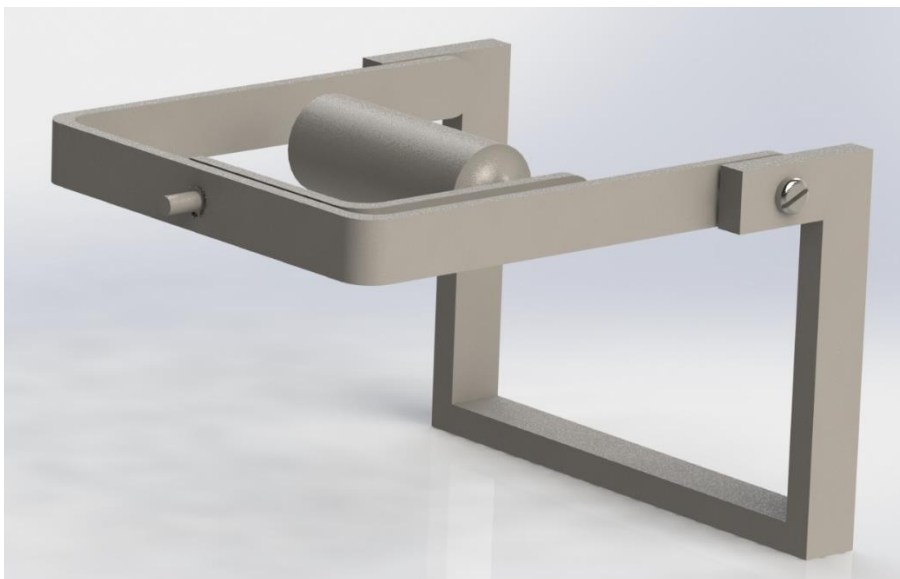


Figura 3.8 - Render 1 em *Solidworks* do manípulo do dispositivo.

No protótipo em conceção, o utilizador segura a pega com o dedo intermédio alinhado com o eixo de rotação de pronação/supinação e com o osso piramidal alinhado com a articulação do sistema. A pronação/supinação fará com que o escafoide alinhe com a articulação, ficando assim confirmado a capacidade de serem realizados os 3 movimentos presentes nos requisitos iniciais. Os eixos 1 e 2 serão as saídas que serão monitorizadas como se verá mais à frente.

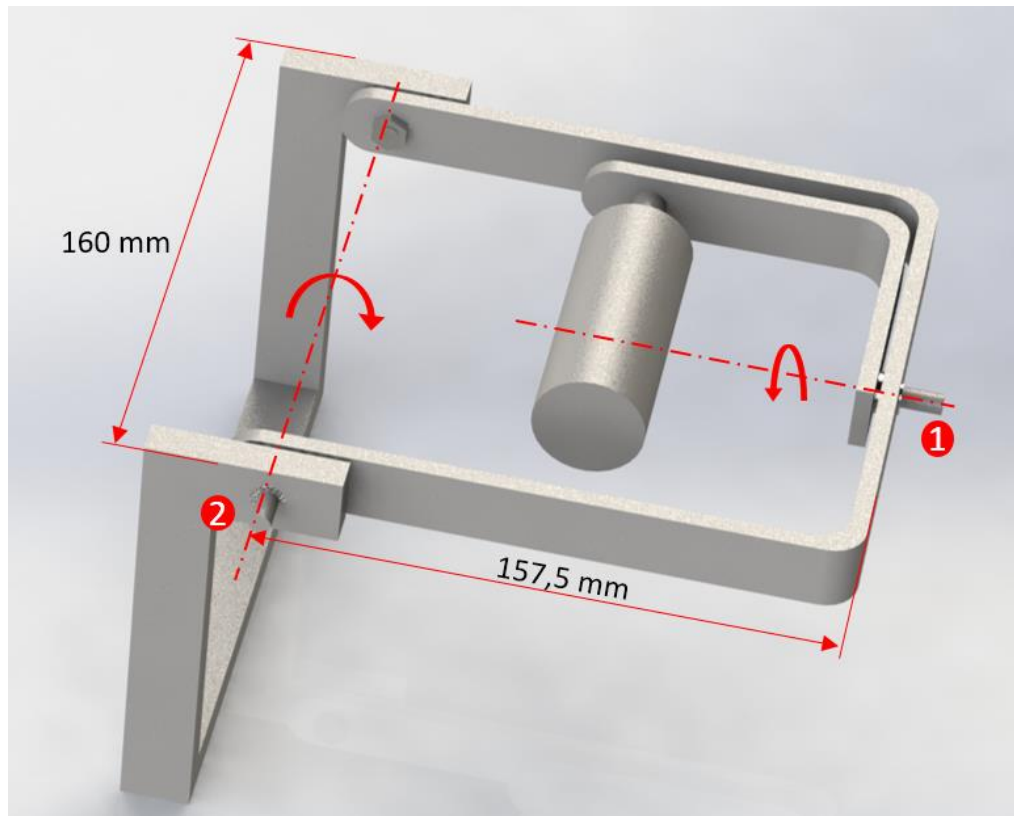


Figura 3.9 – Render 2 em *Solidworks* do manípulo do dispositivo e demonstração dos eixos de rotação e dos veios que serão acoplados a potenciómetros.

É de notar que a realização de vários furos na estrutura em que a pega está fixada, permite um ajuste para o comprimento do eixo de rotação do pulso à pega, sendo que permite o ajusto a diferentes ergonomias dos utilizadores.

3.5 Monitorização da orientação

Para a monitorização da posição angular de cada um dos eixos do dispositivo mecânico proposto, foi considerado o uso de um potenciómetro ou de um encoder incremental. Sendo o potenciómetro o transdutor mais económico, para além de disponibilizar uma medida absoluta da posição angular, quando comparado com um encoder, foi assim escolhido o potenciómetro (Figura 3.10) rotativo de resistência eléctrica linear (10k Ω e 1 W) com montagem em painel.



Figura 3.10 - RS Pro P25, potenciómetro seleccionado para a medição da orientação do sistema [24].

Por questões de segurança, acrescentam-se detetores de fim de curso. Estes detetores devem ser pequenos, leves e fáceis de montar na estrutura. Soluções possíveis incluem sensores óticos, de efeito de Hall e *reed switch*.

Os detetores óticos dependem da luminosidade ambiente, reduzindo a escolha para o sensor de efeito de Hall e *reed switch*. Os últimos por serem mais simples, funcionando como um interruptor em que a comutação é ativada por um campo magnético, podendo ser colados na estrutura do dispositivo, são a melhor solução. Assim, a conciliação entre estes detetores pequenos e um íman posicionado no sistema mecânico é a melhor solução para esta atividade de fim de curso. Selecionou-se o reed switch subminiature normalmente aberto AT 17-23 (Figura 3.11).



Figura 3.11 - Reed Switch subminiature N/O AT 17-23 [25].

3.6 Hardware de programação

Para a comunicação entre os sensores e o computador, pensou-se em duas hipóteses de sistemas de programação: o *Arduino* e *Raspberry Pi*. Estas são as melhores alternativas visto serem sistemas de uso simplificado e relativamente intuitivo, com várias bibliotecas disponíveis e periféricos.

O *Arduino* é uma plataforma eletrónica baseada em hardware e software de “open source”. As placas de *Arduino* são constituídas pelo microcontrolador e um software que é corrido no computador para a programação do microcontrolador. Têm portas de entrada e saída analógicas e digitais. Na Figura 3.12 está representado uma das versões comerciais, o *Arduino UNO* [26].



Figura 3.12 - *Arduino Uno*.

O *Raspberry Pi* difere-se do *Arduino* na medida em que não é um microcontrolador, mas sim um microcomputador, requerendo um sistema operativo, nomeadamente o *Linux*. Sendo um microcomputador é necessário ligar um teclado, rato e monitor para ser programado [27]. O

Raspberry Pi 3 (Figura 3.13), a versão mais genérica, disponibiliza, para além de um conjunto de entradas/saídas digitais configuráveis, uma saída HDMI, portas USB e comunicação Wi-Fi e Ethernet.

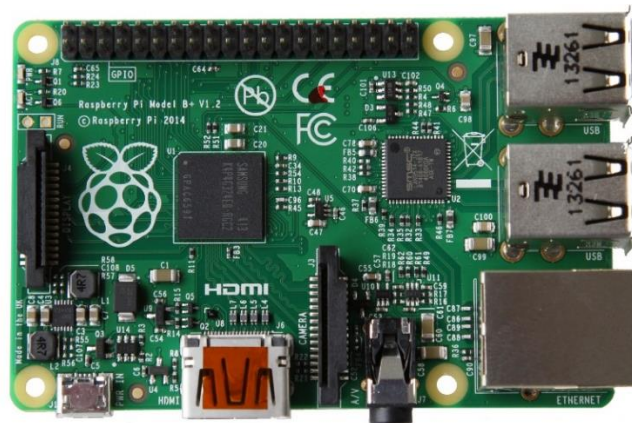


Figura 3.13 - *Raspberry Pi 3*.

Destes dois hardwares é necessário escolher aquele que mais se adequa às necessidades do sistema. Para isto, é preciso verificar os pontos fortes e fracos de um em relação ao outro e fazer um balanceamento das características mais importantes para o dispositivo.

Um dos pontos fortes do *Arduino* é a sua capacidade de ler sinais analógicos como os de um potenciómetro, onde o *Raspberry Pi* já necessita de um conversor analógico/digital para a leitura de sinais analógicos.

Apesar do *Raspberry Pi* apresentar comunicações que só são possíveis para o *Arduino* com módulos externos, como o Bluetooth, Ethernet e Wi-fi, a comunicação com o computador a ser usada é uma comunicação em série através de um cabo USB. Também o facto do *Raspberry Pi* apresentar mais espaço de armazenamento não é importante, visto que os dados serão armazenados no computador.

O *Arduino* apresenta a vantagem de ser um hardware *Plug and Play*, pelo que ao ser alimentado, quando ligado ao computador, começa a correr o programa. O *Raspberry Pi*, tendo um sistema operativo, necessita de ser iniciado e não pode ser tirado da alimentação sem ser desligado propriamente.

3.7 Arquitetura global do sistema

A arquitetura do sistema fica assim definida. O utilizador interage com o sistema mecânico, onde os potenciómetros e os *reed switches* estão acoplados e que enviam sinais analógicos e digitais, respetivamente, para o *Arduino*. Este microcontrolador corre um programa que permite a leitura dos sinais, converte-os e envia-os por ligação série para um computador onde uma aplicação dedicada irá permitir representar a informação recebida na interface para o utilizador. Toda esta interação está representada na Figura 3.14.

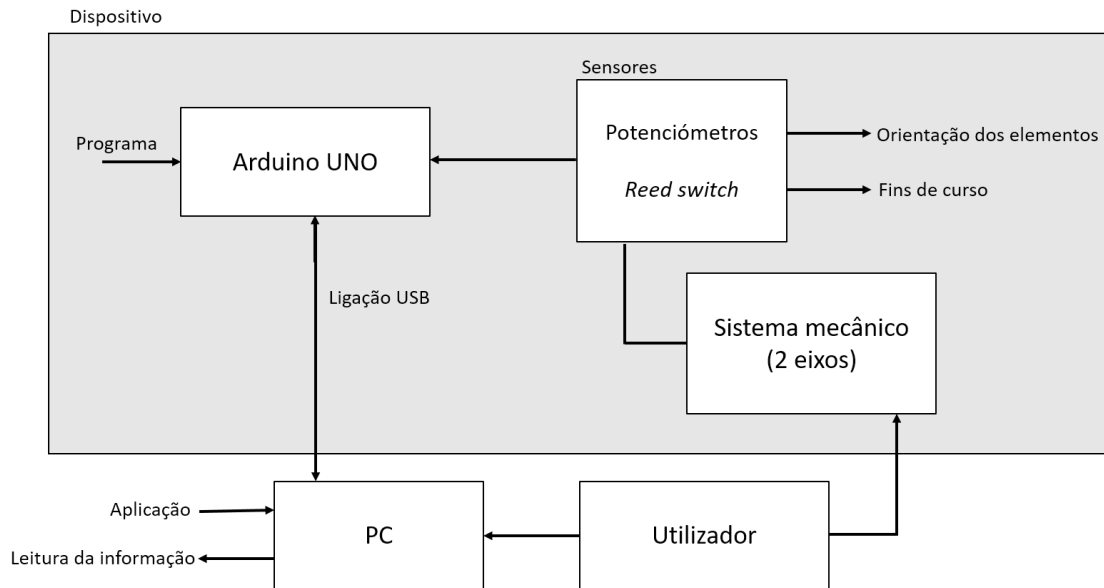


Figura 3.14 - Representação da arquitetura referente ao dispositivo.

3.8 Conclusão

O modelo do protótipo utiliza dois eixos de rotação e permite a realização dos três diferentes movimentos do pulso, o que resulta num sistema menos complexo e, portanto, diminuir os custos na realização mecânica, na sensorização e na monitorização do sistema em relação a um sistema com 3 eixos de rotação. Este modelo foi desenvolvido tendo em conta as dimensões máximas e mínimas da antropometria da mão e permite a compatibilidade para qualquer utilizador.

Para a monitorização da rotação dos eixos, usam-se potenciômetros, devido a ser a solução mais económica e apresentar uma medida absoluta, sendo estes de resistência elétrica do tipo linear permitindo a relação entre o ângulo de rotação com um valor digital lida pelo *Arduino*. Também se optou pelo uso de *reed switches* para a tarefa de fim de curso do sistema, sendo atuados por ímanes que são fixos na estrutura.

O microcontrolador em plataforma *Arduino* foi a solução optada devido a ser *plug and play* e apresentar entradas/saídas analógicas e digitais.

4 Desenvolvimento e implementação de protótipo

4.1 Introdução

Este capítulo apresenta o desenvolvimento de um protótipo que integra os componentes selecionados no capítulo anterior. Além da conceção do manipulador, é desenvolvido um apoio para o antebraço, uma placa PCB para facilitar a ligação dos componentes ao *Arduino* e os potenciômetros e *reed switches* são acoplados à estrutura.

4.2 Ligação dos componentes ao *Arduino*

Para serem obtidos os dados que permitem avaliar o desempenho do utilizador é essencial a ligação dos potenciômetros e *reed switches* ao *Arduino* que após ler os respetivos sinais enviá-los-á para o computador. No entanto, é de notar que a mobilidade dos transdutores e a possível montagem e desmontagem destes, em caso de substituição, são fatores a ter em conta na sua ligação.

A interligação dos potenciômetros e fins de curso ao *Arduino* é apresentado na Figura 4.1. É de notar a utilização de resistências de *pull-down* para cada um dos *switches* e de LEDs para disponibilizar *feedback* visual do estado de atuação dos fins de curso e da alimentação.

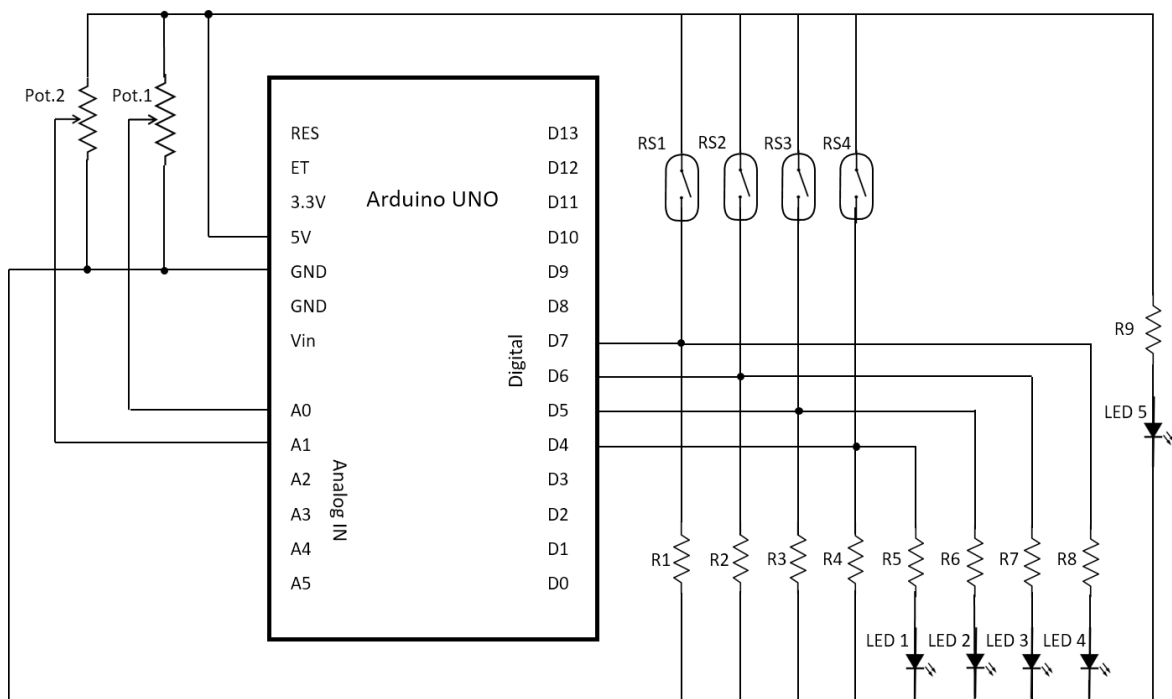


Figura 4.1 - Representação da ligação dos componentes ao *Arduino UNO*.

Os potenciômetros correspondem aos elementos pot.1 e pot.2 que ligam às entradas analógicas do *Arduino*. RS1, RS2, RS3 e RS4 são os *reed switches* com as resistências R1, R2, R3 e R4 em *Pull-Down* que conferem o valor 0 na leitura do sinal digital quando não há comutação dos *reed switches*. Finalmente, os LEDs 1, 2, 3, 4 e 5 estão ligados com resistências em série, R5, R6, R7, R8 e R9, em que o LED 5 corresponde ao *feedback visual* da alimentação e os restantes para a atuação dos fins de curso.

Para simplificar a implementação destes componentes, desenvolveu-se uma placa de circuito impresso, desenhada para assumir a funcionalidade de um *Shield* de *Arduino*, diminuindo todo o sistema eletrónico necessário à ligação dos transdutores e restantes componentes.

A conceção desta placa passa pelo desenho do esquema de ligações para desenho CAD, fabrico da placa de circuito impresso e soldagem dos componentes. De forma a ser possível a realização da placa no laboratório, utilizou-se um método químico subtrativo para o fabrico da PCB. O desenho 2D foi realizado no *software* *EAGLE* 8.2.1 da *Autodesk* onde é possível criar o desenho do esquema de ligação do circuito e a criação do desenho da placa de circuito impresso, sendo que estas duas interfaces são dependentes uma da outra. Foram utilizados ficheiros *EAGLE* do *Arduino UNO* disponíveis online para um desenvolvimento da placa compatível com o microcontrolador. Na Figura 4.2 e Figura 4.3 encontram-se a versão final do desenho da placa nas duas interfaces do *EAGLE*.

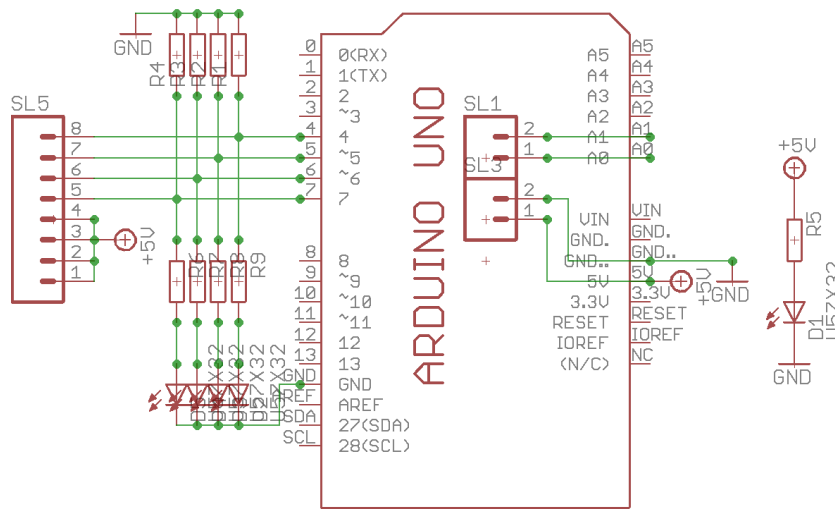


Figura 4.2 - Desenho esquemático das ligações do circuito.

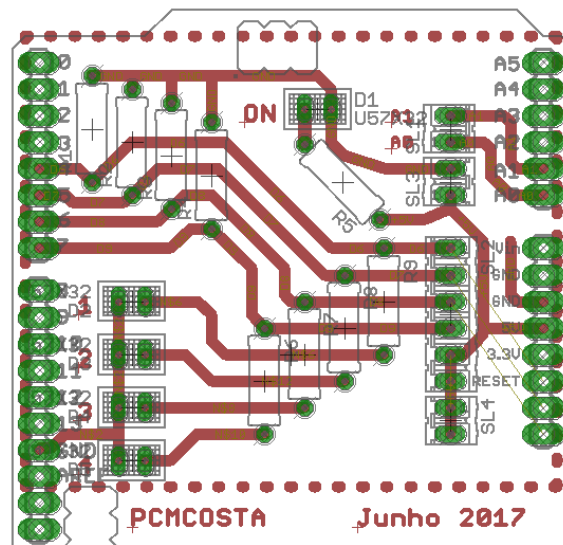


Figura 4.3 – Desenho final da placa de circuito impresso.

Na Figura 4.4 encontra-se a versão final da placa e na Figura 4.5 a placa já inserida no *Arduino*, com as ligações dos transdutores feitas e com um fim de curso ativo, servindo como exemplo do *feedback* visual do PCB. Esta ligação dos transdutores à placa é feita a partir de conectores, permitindo assim um fácil acesso e manuseamento a estas ligações.

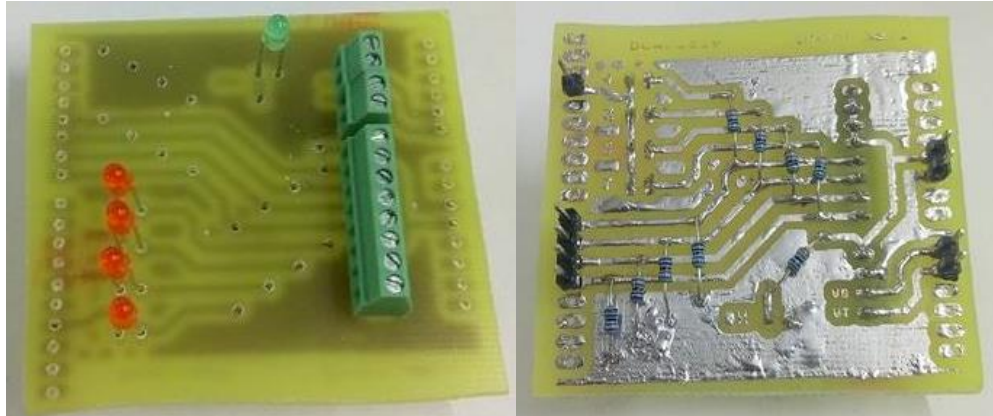


Figura 4.4 - Versão final da placa de circuito impresso.

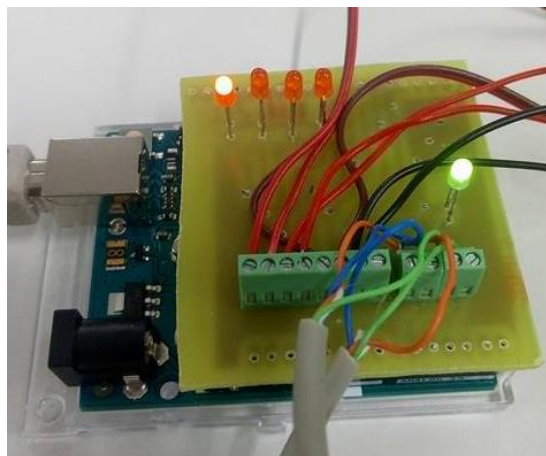


Figura 4.5 - Versão final da placa ligada ao *Arduino* e transdutores.

4.3 Estrutura do dispositivo

Para se chegar à solução final da estrutura do manípulo do dispositivo foram feitas algumas iterações, resultando no protótipo final representado na Figura 4.6.

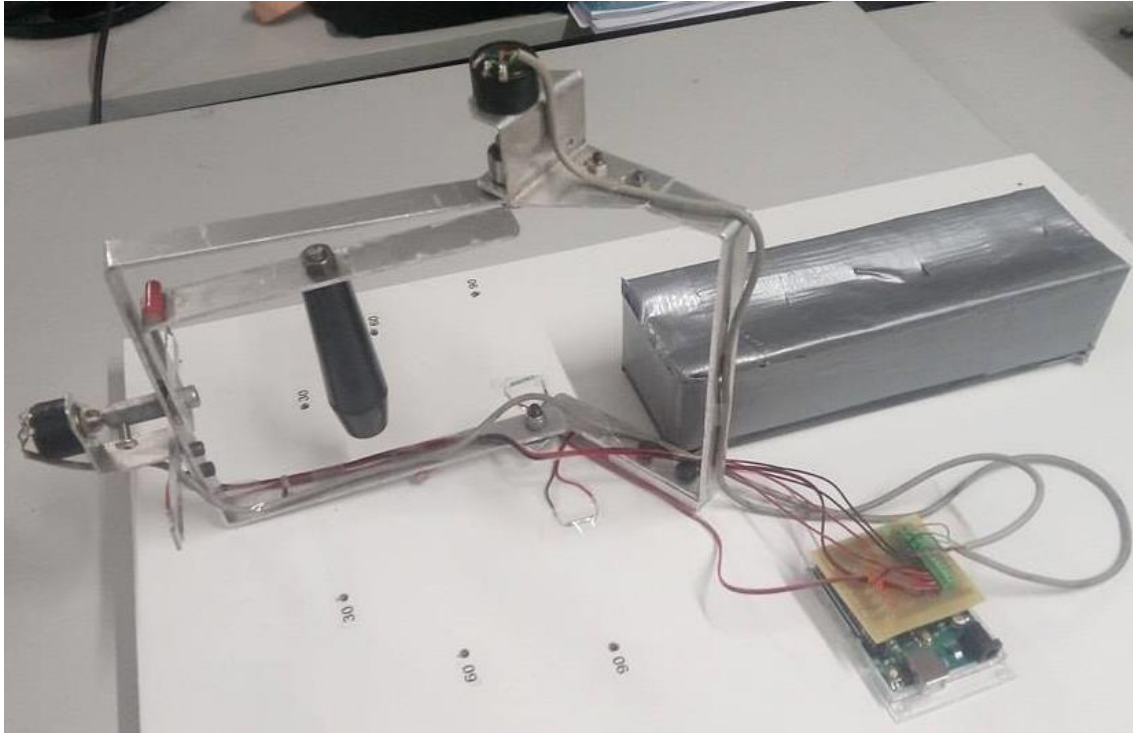


Figura 4.6 - Versão final do protótipo.

Este protótipo é constituído pelo manípulo e pelo apoio do antebraço montados num painel de madeira de dimensões 600x395mm. O manípulo foi concebido com componentes de uso comum, de modo a constituir uma estrutura com dois eixos de rotação conforme o modelo apresentado na secção 3.4.3., e o apoio do antebraço através de um bloco de espuma de poliuretano que foi cortado e moldado de forma a acomodar o antebraço, não sendo intrusivo na realização do movimento de pronação/supinação.

O painel de madeira serve de base para o protótipo e disponibiliza uma escala para referenciação da posição angular, com furos espaçados entre si em 30°, bem como de um sistema de fixação, por pino removível, de modo a ser possível imobilizar a estrutura móvel referente ao eixo vertical em posições pré-definidas para permitir aferir o funcionamento do sistema.

4.4 Conclusão

Neste capítulo referiu-se o desenvolvimento de um protótipo final envolvendo a integração de um apoio para o antebraço e de uma base que uniformiza todo o dispositivo numa só estrutura. Todos os componentes foram concebidos com materiais de baixo custo e com materiais já disponíveis no Laboratório de Instrumentação para Medição.

Verificou-se o acionamento dos quatro *reed switches* através dos ímanes na estrutura e do feedback visual no PCB e da leitura e variação do valor digital dos potenciómetros, através do uso de um código provisório no *Arduino*.

5 Software e interface gráfica

5.1 Introdução

Este capítulo apresenta a programação do *Arduino* e como é feita a ligação deste com a aplicação desenvolvida para computador. Para o desenvolvimento deste *software* foi utilizado o *Processing 3* que é uma linguagem de programação de código aberto e ambiente de desenvolvimento integrado. A programação foi realizada em linguagem Java estando disponíveis bibliotecas de suporte ao desenvolvimento de componentes de interface gráfica, como botões e campos de texto, e para a realização de gráficos. O armazenamento de dados também é facilitado, visto haver funções que permitem guardar tabelas e abrir tabelas com a informação pretendida. Este software permite gerar um ficheiro executável, podendo ser corrido em qualquer computador (sistema operativo *Windows* ou *Linux*).

5.2 Programação do *Arduino* e Comunicação com *Processing*

A obtenção dos valores dos potenciómetros é feita através da sua ligação a um *Arduino*, este disponibilizando um conversor Analógico-Digital de 10 bits. No caso dos *reed switches*, a leitura é digital, sendo definido valor 0, quando não comutado, e 1, quando comutado.

A ligação do *Arduino* com o computador é feita por uma porta série, sendo necessário configurar valores referentes ao protocolo, como a porta COM e a taxa de transmissão de dados (*baud rate*). A porta COM é selecionável no *Arduino* IDE ao ligar o microcontrolador ao computador, como visto na Figura 5.1.

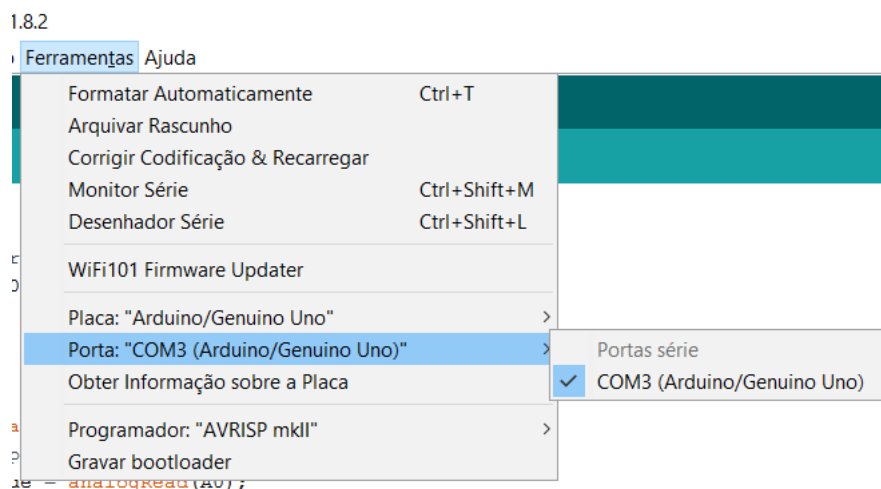


Figura 5.1 - Printscreen da aba de ferramentas onde é verificada a porta COM atribuída.

O *baudrate* é definido na programação do *Arduino* com *Serial.begin(baudrate pretendido)*, tendo sido escolhido o valor de 9600 bits/s, que é o mais comum.

A comunicação dos valores dos dois transdutores potenciométricos e dos quatro detetores de fins de curso existentes é feita de forma integrada. É enviada uma mensagem com estes valores separados por vírgulas (Figura 5.2) que quando recebidos pela aplicação no computador são novamente individualizados.

```
Serial.print(pot1);
Serial.print(",");
Serial.print(pot2);
Serial.print(",");
Serial.print(switch1);
Serial.print(",");
Serial.print(switch2);
Serial.print(",");
Serial.print(switch3);
Serial.print(",");
Serial.println(switch4);
```

Figura 5.2 - Conteúdo da mensagem enviada do *Arduino* para o computador.

Ou seja, é necessário separar a mensagem que vem do *Arduino* no seguinte formato:

“Pot1, Pot2, Switch1, Switch2, Switch3, Switch4”

Para

“Pot1”, “Pot2”, “Switch1”, “Switch2”, “Switch3” e “Switch4”

No *Processing*, obtém-se este resultado através da utilização da função `split()` para separar a *string* recebida a partir de um caracter, neste caso a vírgula. Após este passo, guardam-se os valores obtidos num vetor de dimensão seis e convertem-se os valores digitais dos potenciômetros para radianos através da função `map()`. Finalmente, atribui-se os valores obtidos a variáveis utilizadas pela aplicação. Claro que a porta COM e o *baudrate* têm de ser configurados no código e corresponder aos usados pelo *Arduino* para a comunicação acontecer. Na Figura 5.3 está representado o processo realizado pelo código no sistema.

```
524,508,0,0,0,0
[0] 524.0
[1] 508.0
[2] 0.0
[3] 0.0
[4] 0.0
[5] 0.0
-0.0071508884 0.016584635
```

Figura 5.3 - Representação da conversão da mensagem recebida do *Arduino* para a atribuição a variáveis.

É de notar que a aferição dos potenciômetros é feita para os valores de $-\pi/2$ e $\pi/2$ através dos furos da base, no caso eixo vertical, e com um esquadro, garantido 90° da base com o plano normal ao eixo da pega, para o eixo horizontal, como visto mais à frente.

5.3 Módulos da Interface Gráfica

A interface gráfica foi estruturada em distintos módulos: Informação, Configuração, ROM, módulo de trabalho e de visualização de dados. Desta forma, o utilizador tem acesso à informação de forma intuitiva e organizada.

No módulo de informação, o utilizador insere os seus dados, guarda-os utilizando o comando “SAVE” e, mais tarde, ao colocar o ID e carregar em “OPEN” aparece toda a informação

relativa a esse ID. Este módulo permite assim a inserção e leitura do ID, nome, idade, sexo, ocupação e patologias, como se pode ver na Figura 5.4.

Figura 5.4 – Módulo de informação da interface gráfica.

O módulo de configuração (Figura 5.5) serve para selecionar qual o pulso que o utilizador pretende utilizar, se pretende realizar uma avaliação ou exercício e selecionar o grau de dificuldade recomendável para o exercício. O teste pode ser iniciado ou parar a realização quando necessário.

Figura 5.5 - Módulo de configuração da interface gráfica.

O modo de avaliação ou o modo de exercício apresentam funcionalidades diferentes. Caso o modo de exercício esteja selecionado, é necessário definir os limites da articulação de cada movimento que se pretende alcançar. Isso é inserido no módulo ROM da interface, representado na Figura 5.6. Colocam-se os valores das amplitudes de pronação/supinação, flexão/extensão e desvio radial/ulnar e o número de repetições, definido por defeito em 10. Caso se pretenda realizar apenas um tipo de movimento, deixam-se os campos dos movimentos não relevantes em branco, assim a aplicação apenas apresenta instruções para os movimentos pretendidos.



Figura 5.6 - Módulo ROM da interface gráfica.

O módulo de trabalho apresenta dois indicadores gráficos nos quais são representados os ângulos obtidos de cada potenciômetro numa escala de -90 a 90° que, de forma complementar, são também apresentados em formato digital. Além desta representação, também é dada a instrução ao utilizador do que deverá fazer de modo a progredir no exercício, bem como o auxílio em forma de imagens do movimento a realizar, representado nas Figura 5.7 e Figura 5.8. Os fins de curso estão também representados neste módulo, sendo os círculos coloridos junto a cada limite dos indicadores, que quando os detetores forem atuados, ficam vermelhos.

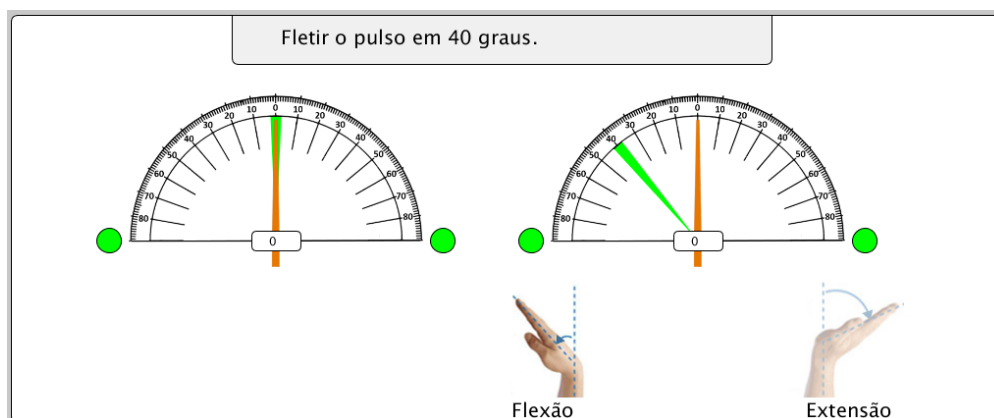


Figura 5.7 - Módulo de monitorização dos potenciômetros e instrução da interface gráfica.

No exercício, o utilizador recebe não só a instrução, bem como uma referência visual da posição em que tem que colocar o manípulo. Quanto maior for a dificuldade escolhida para a realização do exercício, menor é a área que valida o seu correto posicionamento. Se o modo escolhido na configuração for de avaliação, os ponteiros dos medidores (ponteiro vermelho) representarão o valor máximo que o utilizador já alcançou (Figura 5.8), com o objetivo de o motivar.

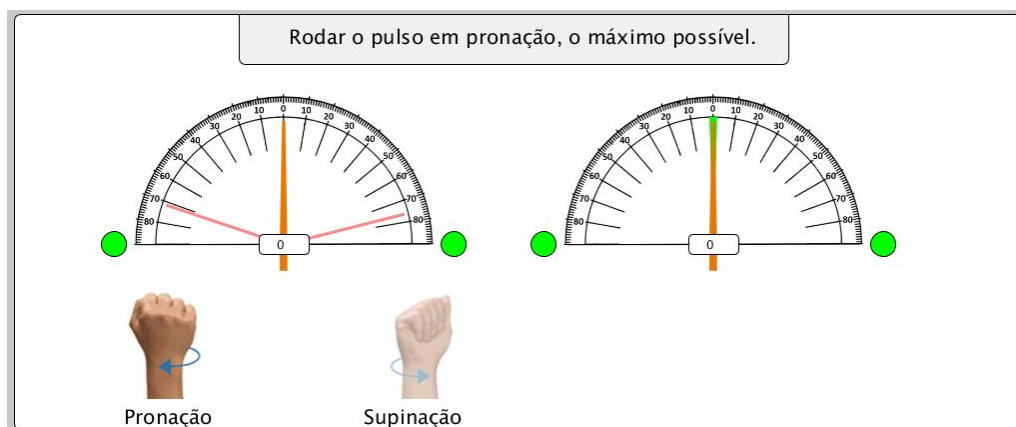


Figura 5.8 - Módulo de monitorização dos potenciômetros e instrução em modo de avaliação.

No módulo de visualização de dados é mostrado os progressos do utilizador, tanto na avaliação como no exercício dos diferentes movimentos, conforme pode ser visto no exemplo apresentado na Figura 5.9. Para visualizar os resultados na avaliação, é necessário ter o modo de avaliação seleccionado na configuração, bem como para o exercício.

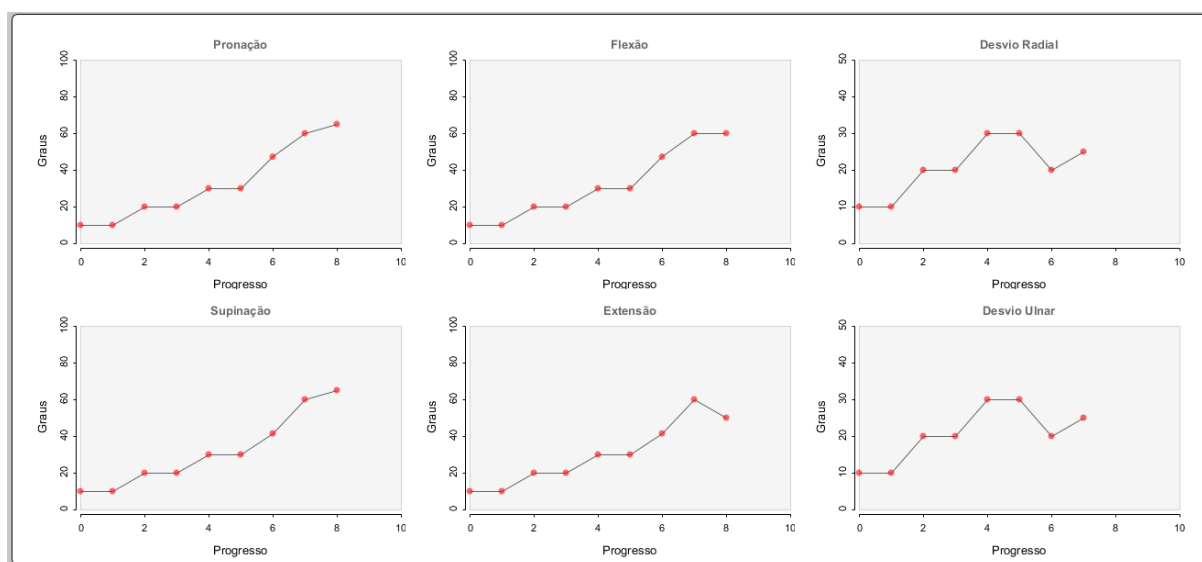


Figura 5.9 – Módulo de visualização de dados na interface gráfica.

É de notar que os gráficos são atualizados após a conclusão tanto no exercício como na avaliação, constituindo, assim, um histórico para cada utilizador.

Juntando estes módulos, obtém-se assim a interface gráfica do dispositivo, representado na Figura 5.10.

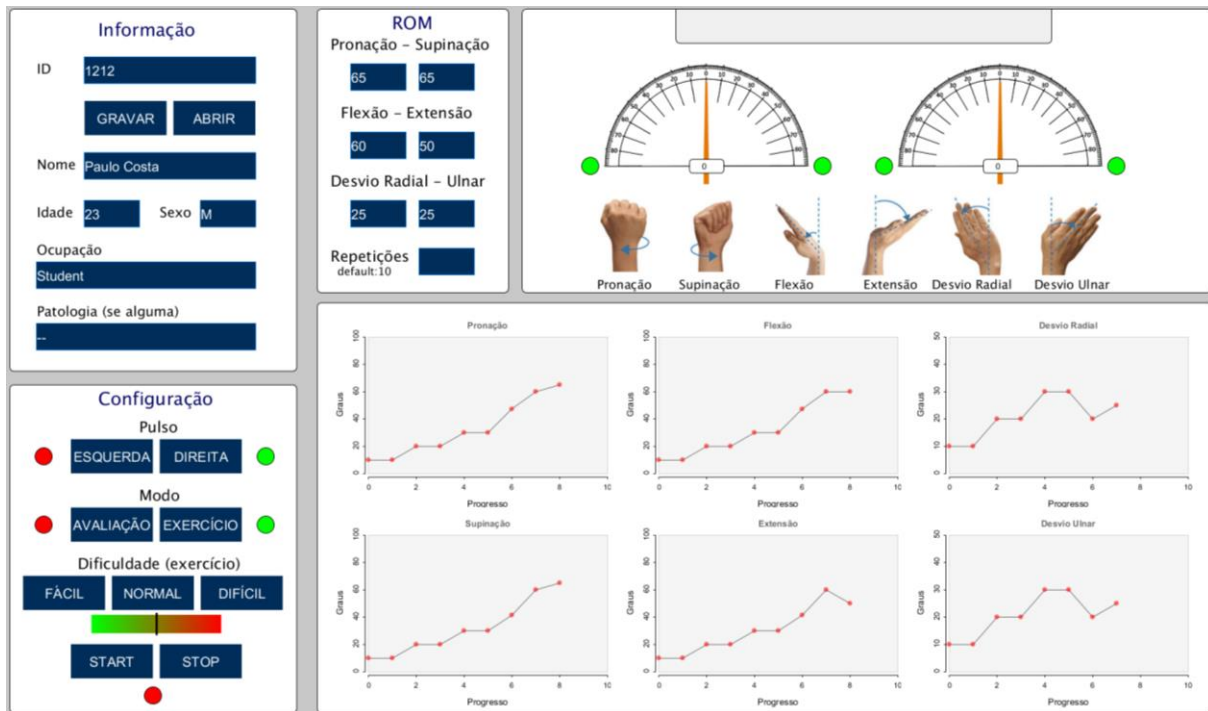


Figura 5.10 - Interface gráfica do dispositivo.

5.4 Armazenamento e visualização de dados

Existe a necessidade de guardar e ler informação, não só introduzida pelo utilizador, mas também de resultados obtidos da utilização do dispositivo. Como se pretende que esta informação esteja disponível mesmo depois do encerramento da aplicação, não se podem guardar os valores pretendidos em variáveis dentro do código, portanto é necessário guardar num formato externo à aplicação.

O *Processing* permite a criação de tabelas de uma forma simples. Na Figura 5.11 e Figura 5.12 apresentam-se, respetivamente, um exemplo de código para a criação e utilização de tabelas para armazenamento dos dados retirados do exercício.

```
table = new Table();

table.addColumn("id");
table.addColumn("Date");
table.addColumn("Time");
table.addColumn("Wrist");
table.addColumn("Extension");
table.addColumn("Flection");
table.addColumn("Radial Deviation");
table.addColumn("Ulnar Deviation");
table.addColumn("Pronation");
table.addColumn("Supination");

saveTable(table, "data/" + (cp5.get(Textfield.class, "ID").getText()) + "exercise.csv");
```

Figura 5.11 - Criação e gravação de nova tabela.

```

TableRow newRow = table.addRow();
newRow.setInt("id", table.getRowCount());
newRow.setString("Date", (day())+" "+(month())+" "+(year()));
newRow.setString("Time", (hour())+"h"+(minute()));
newRow.setString("Wrist", mao);
newRow.setFloat("Extension", abs(extension));
newRow.setFloat("Flection", abs(flection));
newRow.setFloat("Radial Deviation", abs(radial));
newRow.setFloat("Ulnar Deviation", abs(ulnar));
newRow.setFloat("Pronation", abs(pronation));
newRow.setFloat("Supination", abs(supination));

saveTable(table, "data/" + (cp5.getText(Textfield.class, "ID").getText()) +"exercise.csv");

```

Figura 5.12 - Gravação de valores na tabela.

O resultado deste código é um ficheiro do tipo .csv (*comma-separated values*), como visto na Figura 5.13, em que o uso desta formatação facilita a portabilidade dos dados. O carregamento da tabela é feito através da função loadTable().

id	Date	Time	Wrist	Extension	Flection	Radial Deviation	Ulnar Deviation	Pronation	Supination
1,4	6 2017	18h3	Direita	0.17453292	0.17453292	0.17453292	0.17453292	0.17453292	0.17453292
2,4	6 2017	18h17	Direita	0.17453292	0.17453292	0.17453292	0.17453292	0.17453292	0.17453292
3,5	6 2017	12h33	Direita	0.34906584	0.34906584	0.34906584	0.34906584	0.34906584	0.34906584
4,5	6 2017	15h30	Direita	0.34906584	0.34906584	0.34906584	0.34906584	0.34906584	0.34906584
5,6	6 2017	14h25	Direita	0.34906584	0.34906584	0.34906584	0.34906584	0.34906584	0.34906584
6,7	6 2017	16h1	Direita	0.5235988	0.5235988	0.5235988	0.5235988	0.5235988	0.5235988
7,8	6 2017	16h42	Direita	0.5235988	0.5235988	0.0	0.0	0.5235988	0.5235988
8,11	6 2017	18h45	Direita	0.0	0.0	0.0	0.0	0.6981317	0.6981317
9,11	6 2017	18h58	Esquerda	0.5235988	0.5235988	0.5235988	0.5235988	0.5235988	0.5235988

Figura 5.13 - Ficheiro .csv gerado pelo código aberto no *Microsoft Excel*.

Para cada utilizador, utilizam-se três tabelas, sendo uma para os dados gerais do indivíduo e duas para os resultados obtidos do exercício e da avaliação. No entanto, é necessário que o utilizador também possa introduzir os seus dados quando conveniente e que a aplicação consiga, através do dado do utilizador, o ID, guardar e abrir a informação referente a este. A biblioteca *ControlP5* permite a criação de botões e áreas de texto, onde é possível retirar e inserir valores e assim usá-los na tarefa de guardar e abrir a informação respetivo ao ID do utilizador.

Como exemplo (Figura 5.14), podemos inserir o ID de um utilizador e a existência ou não da tabela referente à sua informação fará com que a informação apareça ou, caso contrário, invocará uma mensagem de erro.

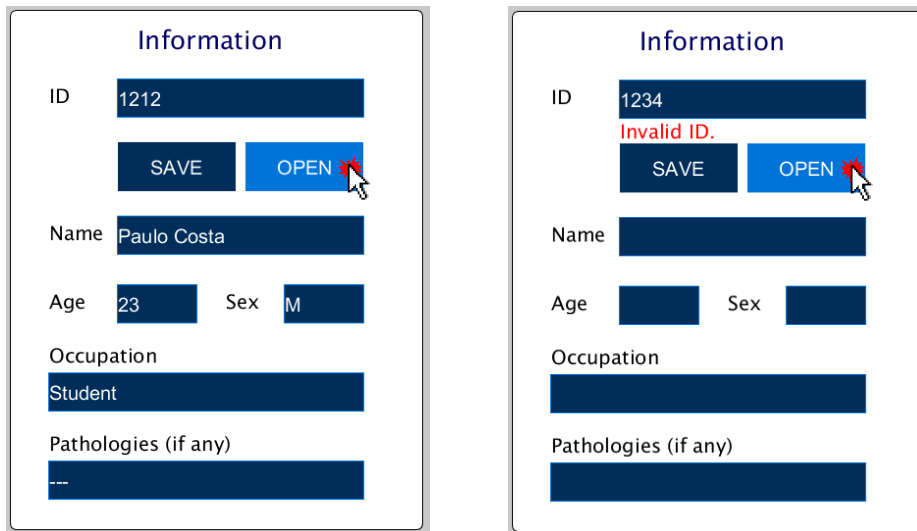


Figura 5.14 – Exemplo da biblioteca ControlP5 e da abertura de informação de tabelas.

A visualização da informação em gráficos é conseguida através de uma outra biblioteca chamada *gráfica*, onde se define a posição dos pontos em cada eixo, que no fim são representados num gráfico. Os pontos utilizados vêm a partir das tabelas de avaliação e exercício referentes ao ID, sendo assim representados os ângulos de cada movimento ao longo dos vários trabalhos realizados. É possível ainda configurar o tamanho do gráfico desejado, os limites de cada eixo e o título e *labels*.

5.5 Arquitetura da Interface Gráfica

Sendo o dispositivo vocacionado para a realização de exercícios de avaliação e de reabilitação, a aplicação desenvolvida define protocolos específicos para cada uma destas utilizações.

No caso da avaliação pretende-se que o utilizador efetue a máxima amplitude do movimento em causa, devendo ser guardado o resultado. Já no caso dos exercícios típicos, que, segundo profissionais da área da reabilitação, envolvem a realização de dez movimentos, devendo ser efetuados ao longo das amplitudes especificadas. Assim, a programação da realização progressiva dos movimentos da articulação é importante para a avaliação e exercício.

No exercício, incentiva-se o utilizador a chegar a um determinado valor para cada movimento, pelo que será necessária a existência de 6 variáveis, que chamaremos de $\theta_{pronação}$, $\theta_{supinação}$, $\theta_{flexão}$, $\theta_{extensão}$, $\theta_{d.radial}$ e $\theta_{d.ulnar}$ correspondentes aos valores no módulo ROM. O objetivo assim é fazer com que o ângulo de pronação/supinação, θ_1 , iguale $\theta_{pronação}$ e $\theta_{supinação}$, o ângulo de flexão/extensão, θ_2 , iguale $\theta_{flexão}$ e $\theta_{extensão}$ e que quando θ_1 for igual a 90° , θ_2 , iguale $\theta_{d.radial}$ e $\theta_{d.ulnar}$. De notar que θ_1 representa o eixo horizontal e θ_2 o eixo vertical. A conclusão do exercício fará com que o programa grave estes valores.

Como é necessário a realização de um número de repetições, n , utilizam-se variáveis, i , j e k , que identificam qual o movimento e repetição que o utilizador está a realizar, sendo incrementadas no fim de cada repetição. No fim de cada série, quando i , j ou k , igualarem n , o utilizador é levado a uma posição de referência para preparação do próximo exercício. Na Figura 5.15, está representado o diagrama comportamental do programa durante o exercício.

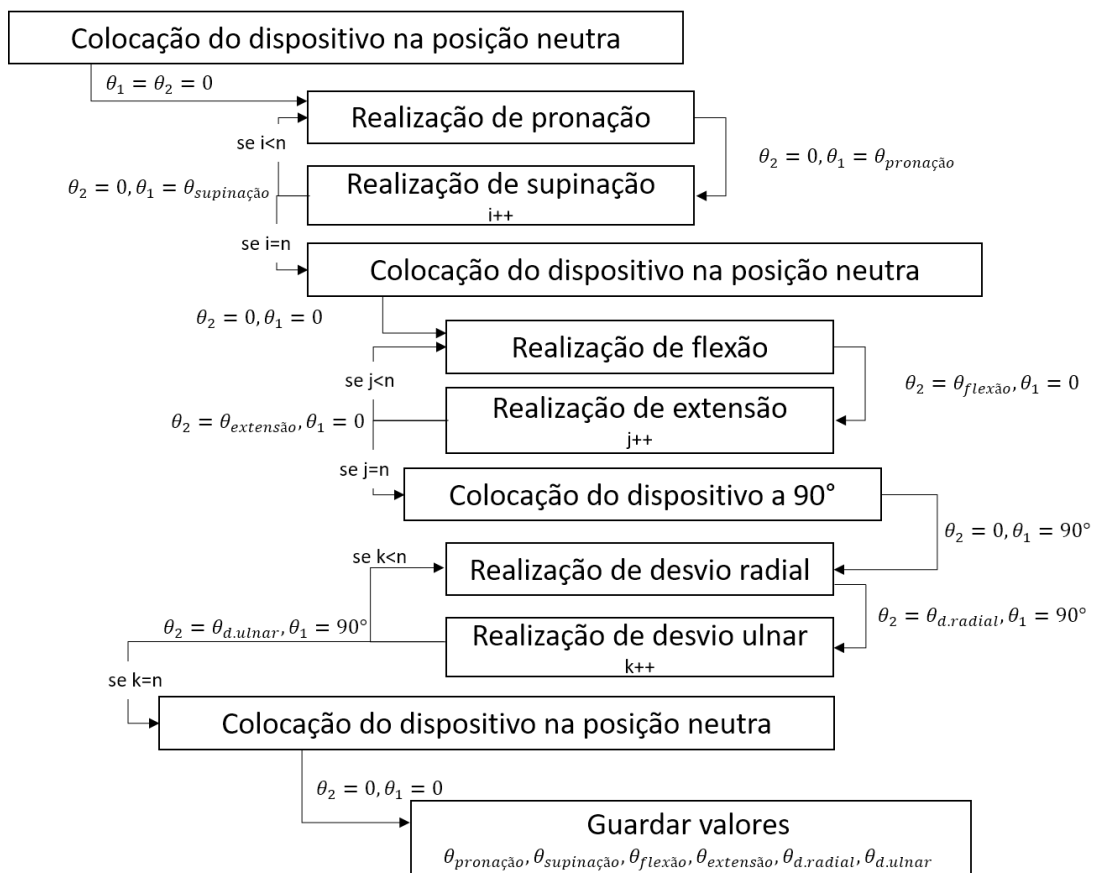


Figura 5.15 - Diagrama comportamental do programa durante o exercício.

Os máximos e mínimos deste cálculo são guardados, tendo em conta se é a mão direita ou esquerda a ser usada.

O algoritmo da avaliação terá que ser ligeiramente diferente porque não há valores definidos que θ_1 e θ_2 terão que alcançar e, em vez disso, o utilizador deverá alcançar o seu máximo para cada movimento da articulação. Como não há maneira de se saber qual será este valor, terá que se identificar quando é que o indivíduo volta à posição neutra para passar à próxima instrução. Assim, é necessário o uso de uma variável que defina o início do movimento para que quando o manípulo voltar à posição neutra, seja dada a próxima instrução. Há também uma variável, i , que de forma análoga ao algoritmo anterior, é incrementada ao longo deste processo de forma a identificar em que parte da avaliação o paciente está. Este algoritmo está representado no diagrama comportamental da Figura 5.16.

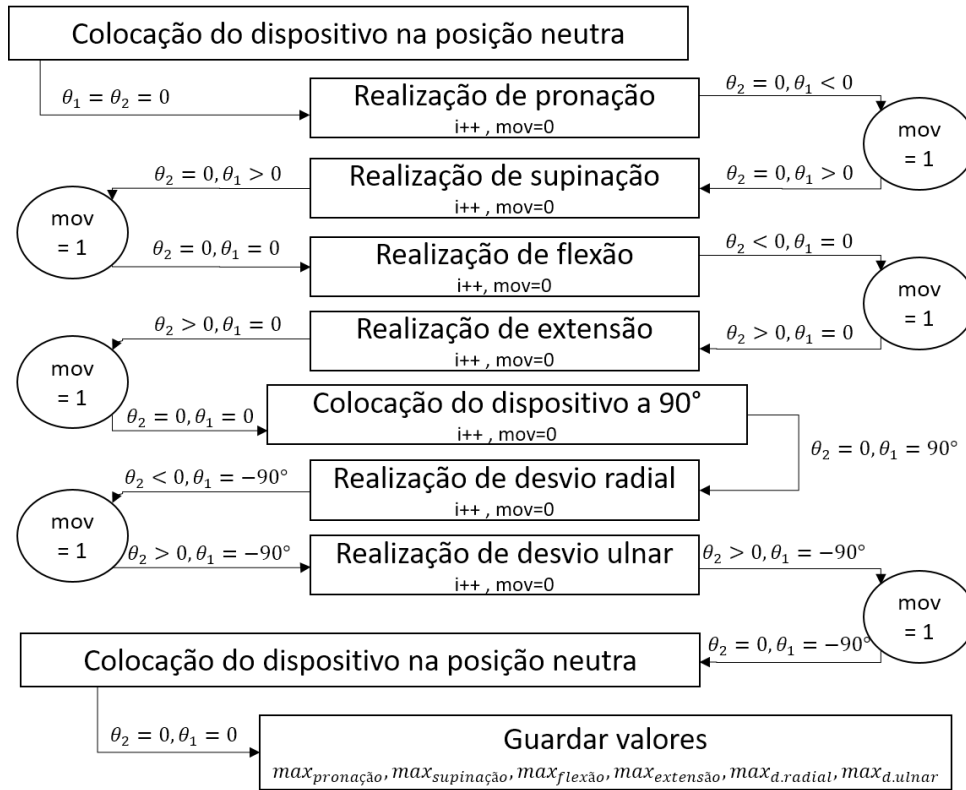


Figura 5.16 - Diagrama comportamental do programa durante a avaliação.

Considera-se que os valores de θ assumem valores negativos para a pronação, flexão e desvio radial para a mão direita e supinação, extensão e desvio ulnar para a mão esquerda. Para determinar os valores máximos de cada movimento, verifica-se se o ângulo atual corresponde ou não a um novo máximo. Este processo é realizado por outra função que toma em conta a variável de identificação de movimento, i , e faz o cálculo respetivo a cada movimento. Na Figura 5.17 apresenta-se o algoritmo da função para a mão direita.

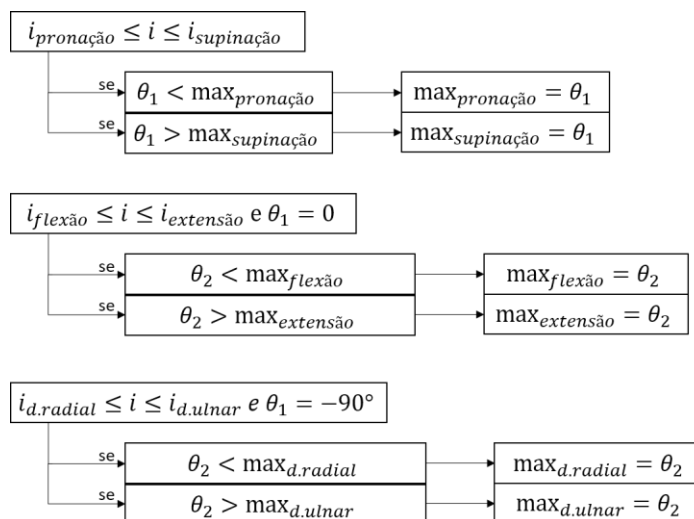


Figura 5.17 – Diagrama representativo do programa referente ao cálculo dos movimentos.

Estes valores máximos são guardados na tabela referente à avaliação do indivíduo e, na próxima vez em que esta for carregada, extraem-se os valores da tabela e o programa fará uma

comparação de quais são os valores máximos de cada movimento durante o historial do utilizador, representando-os nos indicadores.

Na Figura 5.18 está representado um diagrama comportamental da aplicação.

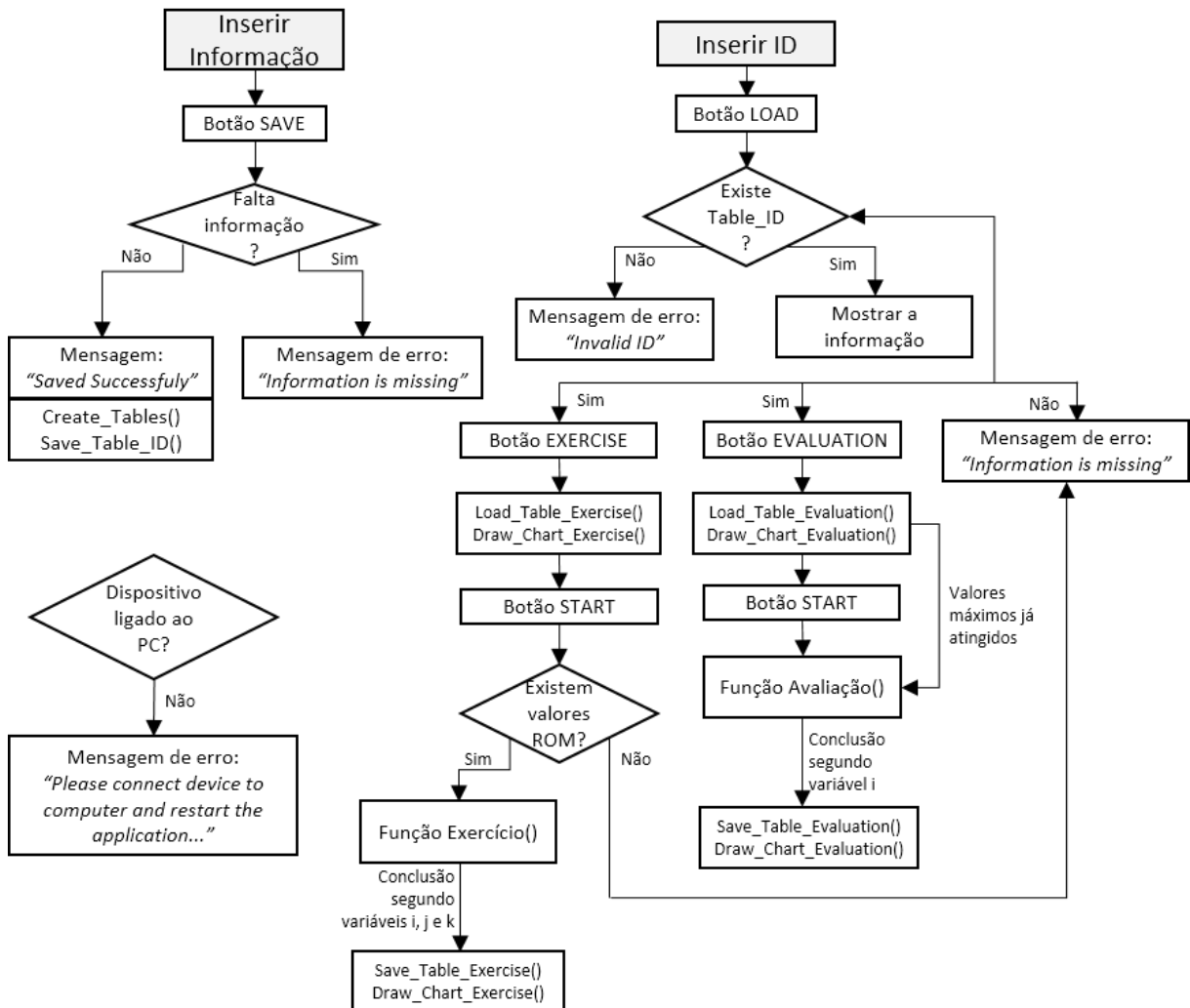


Figura 5.18 - Diagrama comportamental da aplicação.

5.6 Conclusão

Este capítulo apresentou os resultados do desenvolvimento de um *software* para a monitorização dos eixos de rotação e para a avaliação e exercício do pulso do utilizador. O desenvolvimento foi feito recorrendo ao *software Processing* e às suas bibliotecas para a realização de uma interface gráfica de especificação dos exercícios e de visualização de resultados.

A comunicação do *Arduino* com o *Processing* foi feita através do envio de uma mensagem em *String* com os valores separados com vírgulas, sendo esta informação separada e atribuída a variáveis no *software*. Confirmou-se o envio desta informação e as alterações na interface gráfica consoante os valores recebidos.

O armazenamento dos dados é feito em ficheiros externos, no formato .csv, que corresponde à criação e gravação de tabelas, podendo ser novamente lido pela aplicação e utilizada a informação consoante a necessidade. Os modos de exercício e de avaliação implementam um conjunto de instruções e procedimentos, tendo em conta o pulso em teste, direito ou esquerdo, bem como a definição dos parâmetros do exercício.

A interface gráfica está dividida em vários módulos de forma a ser de fácil e intuitiva utilização, sendo que as instruções dadas pelo sistema são representadas tanto em texto como em imagens e referências visuais para uma rápida compreensão do movimento a executar.

6 Verificação e validação experimental

6.1 Introdução

Depois do desenvolvimento dos componentes do dispositivo e da interface gráfica, é necessário testar e otimizar a integração de ambos. O presente capítulo aborda primeiro a aferição dos potenciômetros, visto ser necessário estabelecer a relação entre o seu valor digital com o ângulo correspondente, a repetibilidade do dispositivo e como este se compara com a medição típica com goniómetro e, por fim, descreve-se uma breve demonstração do funcionamento do dispositivo.

6.2 Aferição dos potenciômetros

Os potenciômetros apresentam uma amplitude de movimento de 270° , estando ligados a um conversor A/D de 10 bits. O potenciómetro é montado de modo a que na posição central (0°), o valor lido na saída do conversor A/D corresponda a cerca de metade da sua gama de saída. Assim, no *Processing* basta utilizar a função `map()` da seguinte maneira:

Sendo,

map(variável, lim. inf. input, lim. sup. input, lim. inf. do output, lim. sup. do output)

Então,

map(θ_{1ou2} , valor digital a -90° , valor digital a $+90^\circ$, $-\pi/2$, $\pi/2$)

No entanto, este procedimento requer a alteração de código, algo que não será possível ao utilizador visto este possuir uma versão executável programa.

A solução passa pelo aproveitamento de potenciómetro do tipo linear, calculando-se o valor digital nos limites inferior e superior através do valor na posição neutra, o que reformulava a função para:

map(θ_{1ou2} , valor digital a $0^\circ - x$, valor digital a $0^\circ + x$, $-\pi/2$, $\pi/2$)

Em que x é a variação do número digital correspondente à posição neutra a cada um dos limites. Este procedimento é mais simples no ponto de vista do utilizador, requerendo, no entanto, que o potenciómetro esteja devidamente montado, de modo a ser possível alcançar os limites espectáveis. Isto significa que,

$$\text{valor digital } 0^\circ > x \quad \text{e} \quad 1023 - \text{valor digital } 0^\circ > x$$

$$1023 - x > \text{valor digital } 0^\circ > x$$

Sendo assim necessário determinar a variação digital da posição neutra aos limites, x . Para isto usam-se os furos da base correspondentes a $\pm 90^\circ$, partindo o sistema da posição 0° . A fixação do manípulo à base é feita através de um pino (Figura 6.1). Para o eixo horizontal, faz-se a sua rotação, no sentido positivo e negativo, até ao encosto com um esquadro, alinhado com a base (Figura 6.2).

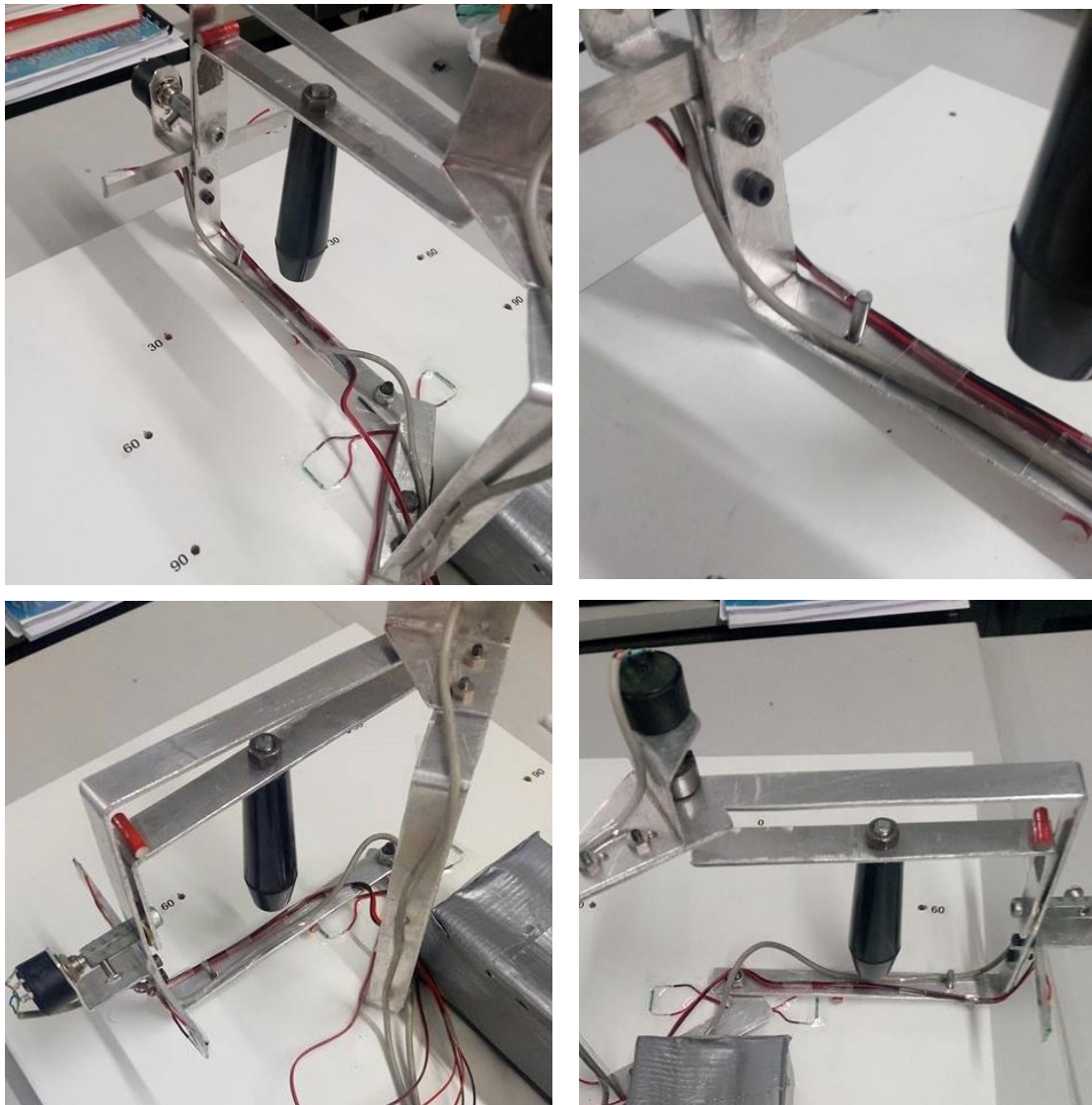


Figura 6.1 - Representação das posições do manipulador utilizadas para a aferição dos potenciômetros do eixo vertical e da fixação com pino usada.



Figura 6.2 - Representação da posição do manipulador utilizada para a aferição dos potenciômetros do eixo horizontal.

Os valores retirados destas posições estão representados nas Tabela 6.1 e Tabela 6.2, tendo-se feito 3 ensaios para cada eixo.

Tabela 6.1 – Valor digital para a posição de -90° , 0° e $+90^\circ$ do eixo horizontal e variação com o 0.

Eixo Horizontal	-90°	0°	90°	x_1	x_2
	183	512	840	329	328
	183	512	841	329	329
	183	512	841	329	329
			Média	329	329

Tabela 6.2 – Valor digital para a posição de -90° , 0° e $+90^\circ$ do eixo vertical e variação com o 0.

Eixo Vertical	-90°	0°	90°	x_3	x_4
	169	509	832	340	323
	171	509	832	338	323
	169	509	832	340	322
			Média	339	323

Para o eixo horizontal, a variação digital dos limites à posição neutra é de 329, pelo que a sua função map será a seguinte:

$$\text{map}(\theta_1, \text{valor digital a } 0^\circ - 329, \text{valor digital } 0^\circ + 329, -\pi/2, \pi/2)$$

No entanto, o eixo vertical apresenta diferenças entre a distância para o limite inferior e para o superior. Esta diferença pode ser causada pelo potenciómetro em si. A resolução deste problema passa pelo uso de duas funções map condicionadas pelo valor de θ_2 ser menor ou maior que o valor digital a 0° . Assim, passaremos a ter:

$$\text{map}(\theta_2, \text{valor digital a } 0^\circ, \text{valor digital a } 0^\circ + 323, 0, \pi/2),$$

$$\text{para } \theta_2 \geq \text{valor digital a } 0^\circ$$

E

$$\text{map}\left(\theta_2, \text{valor digital a } 0^\circ - 339, \text{valor digital a } 0^\circ, -\frac{\pi}{2}, 0\right),$$

$$\text{para } \theta_2 < \text{valor digital a } 0^\circ$$

Pelo que na posição neutra, θ_1 e θ_2 terão que estar dentro de:

$$1023 - 329 > \theta_1 > 329$$

$$1023 - 323 > \theta_2 > 339$$

$$694 > \theta_1 > 329$$

$$700 > \theta_2 > 339$$

Por questões de segurança, ambos valores devem estar limitados à gama de 480 a 550, evitando assim que os potenciómetros atinjam o seu limite de rotação mecânico.

O próximo passo é inserir uma função no programa que permita a leitura do valor digital de cada um dos potenciômetros na posição neutra, de modo a guardar esses valores e ser possível a utilização do dispositivo. Como estes dois valores têm que estar disponíveis mesmo após ser fechado o programa, usa-se o mesmo procedimento feito no capítulo 5.4, através do uso de uma tabela para o seu armazenamento externo.

O resultado é então uma tabela que, se não existir, é criada no arranque do programa. Como esta tabela não apresenta valores para θ_1 e θ_2 quando criada, automaticamente o *software* mostrará uma mensagem de aviso. Ao carregar no botão de “calibração” (termo utilizado na interface gráfica), iniciará o protocolo de aferição (Figura 6.3), com aviso se algum dos valores estiverem fora da gama aceitável (Figura 6.4). No fim, clica-se “OK” gravando os valores e o sistema estará preparado.

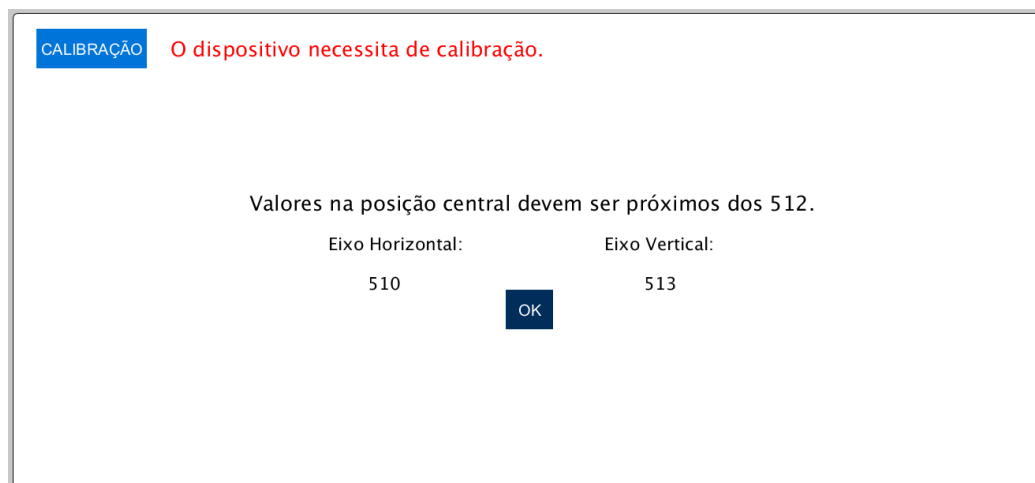


Figura 6.3 - Protocolo de configuração.

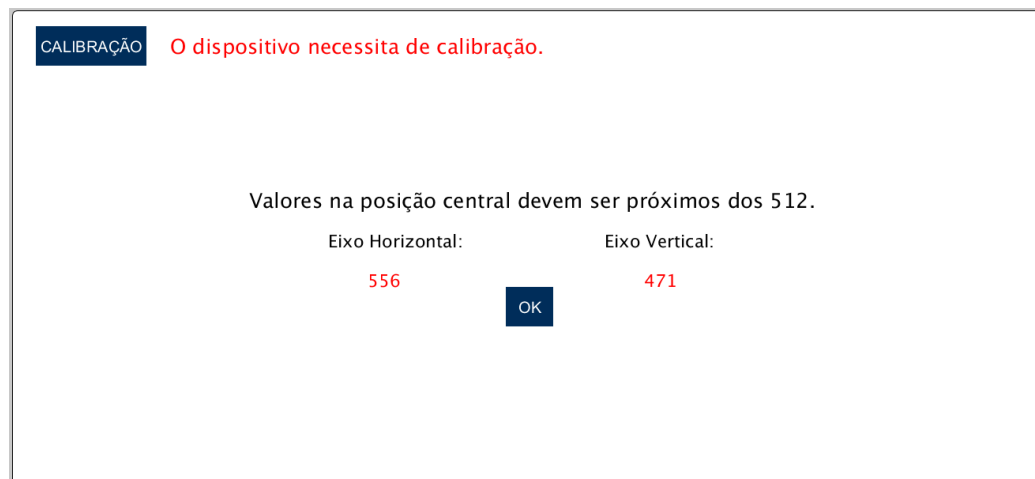


Figura 6.4 - Protocolo de configuração com valores fora da gama de segurança.

6.3 Teste de repetibilidade

Para realizar o teste de repetibilidade onde se movimenta sequencialmente cada eixo desde a posição $+90^\circ$, passando pela posição central até à posição -90° , e percorrendo a movimentação inversa até regressar aos $+90^\circ$. Este teste envolve 10 repetições, tendo-se feito um registo dos valores lidos e registados os valores mínimos, máximos e médios que estão representados na Tabela 6.3.

Tabela 6.3 - Resultados do teste de repetibilidade dos dois eixos (valores em graus).

	Eixo horizontal			Eixo vertical		
	Mínimo	Máximo	Médio	Mínimo	Máximo	Médio
0	0	0	0	0	1	0,35
-90	-90,5	-89,7	-90,2	-90,2	-89,2	-89,6
0	0	0	0	0	0,7	0,2
90	90	90	90	89,7	90,2	90,2

Dos resultados obtidos, a maior variação com o valor esperado foi de 1° no eixo vertical e de 0,5° no eixo horizontal e a variação máxima dos limites foi também de 1°. Contudo, no presente protótipo, existem algumas deficiências da estrutura relativamente ao posicionamento, não sendo por isso razoável elaborar mais estes resultados.

Deve ser notado que mesmo assim, as medições tradicionais usando o goniómetro, apresentam tipicamente um erro de 5 a 8 graus quando realizadas pelo mesmo técnico. Para diferentes técnicos podem até atingir os 10° [20]. O dispositivo, ainda nesta fase, mostra assim introduzir uma melhoria considerável na medição que permite fazer, com desvios da ordem de 8 a 10 vezes menores.

6.4 Demonstração da utilização do dispositivo

Após a ligação por USB do *Arduino* ao computador e arranque da aplicação e caso não seja necessária a realização da aferição dos potenciómetros, o dispositivo está pronto para receber a informação referente ao utilizador e, após o sucesso na introdução do ID, o indivíduo poderá iniciar a avaliação e a realização de exercício.

Em termos de demonstração, é criado um novo utilizador, sendo criado os ficheiros .csv referentes a este, de informação, exercício e avaliação, e de seguida é realizado uma avaliação. Sendo a primeira vez, não serão representados os valores máximos do seu historial. Nesta avaliação, o sistema dá a instrução sucessiva de cada movimento (pronação-supinação-flexão-extensão-desvio radial-desvio ulnar) e o utilizador deverá tentar alcançar a máxima amplitude possível. Na Figura 6.5 estão representados o manípulo e o resultado na interface gráfica na pronação, flexão e desvio radial.

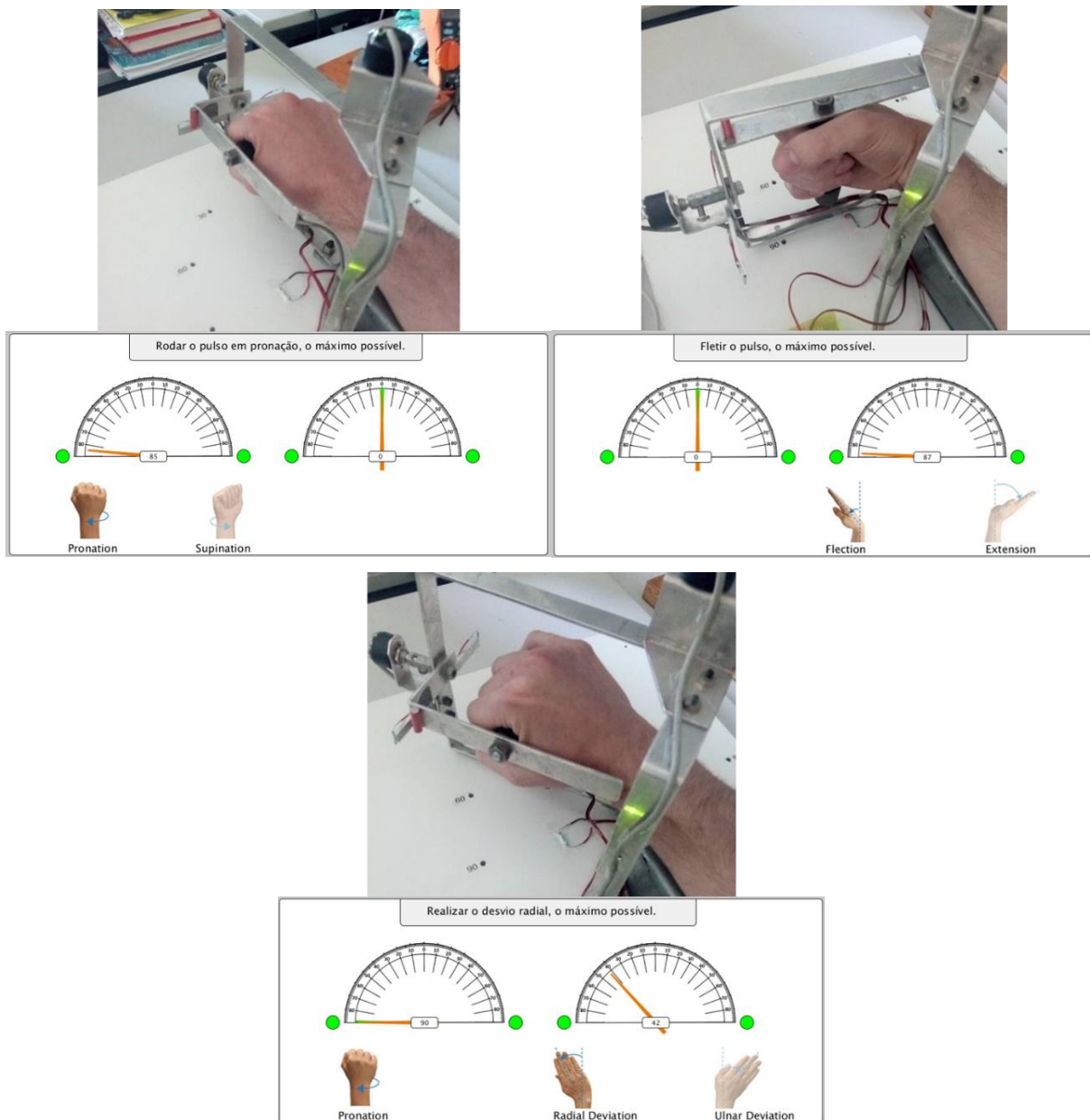


Figura 6.5 - Demonstração do dispositivo durante a avaliação.

Os valores máximos obtidos durante esta avaliação são guardados e representados nos gráficos, servindo como referência na avaliação seguinte. Procura-se, deste modo, criar incentivo para o utilizador superar o resultado já atingido.

No exercício, inserem-se as amplitudes que se pretendem alcançar, de forma a executar os movimentos em toda a amplitude possível da articulação. Um exemplo da utilização do dispositivo durante o exercício está representado na Figura 6.6. Mostra-se a execução da pronação e supinação e a interface gráfica. Na conclusão do exercício, os valores inseridos são gravados, sendo também representados em gráficos para o utilizador ter como referência e poder tentar melhorar ao longo do tempo.

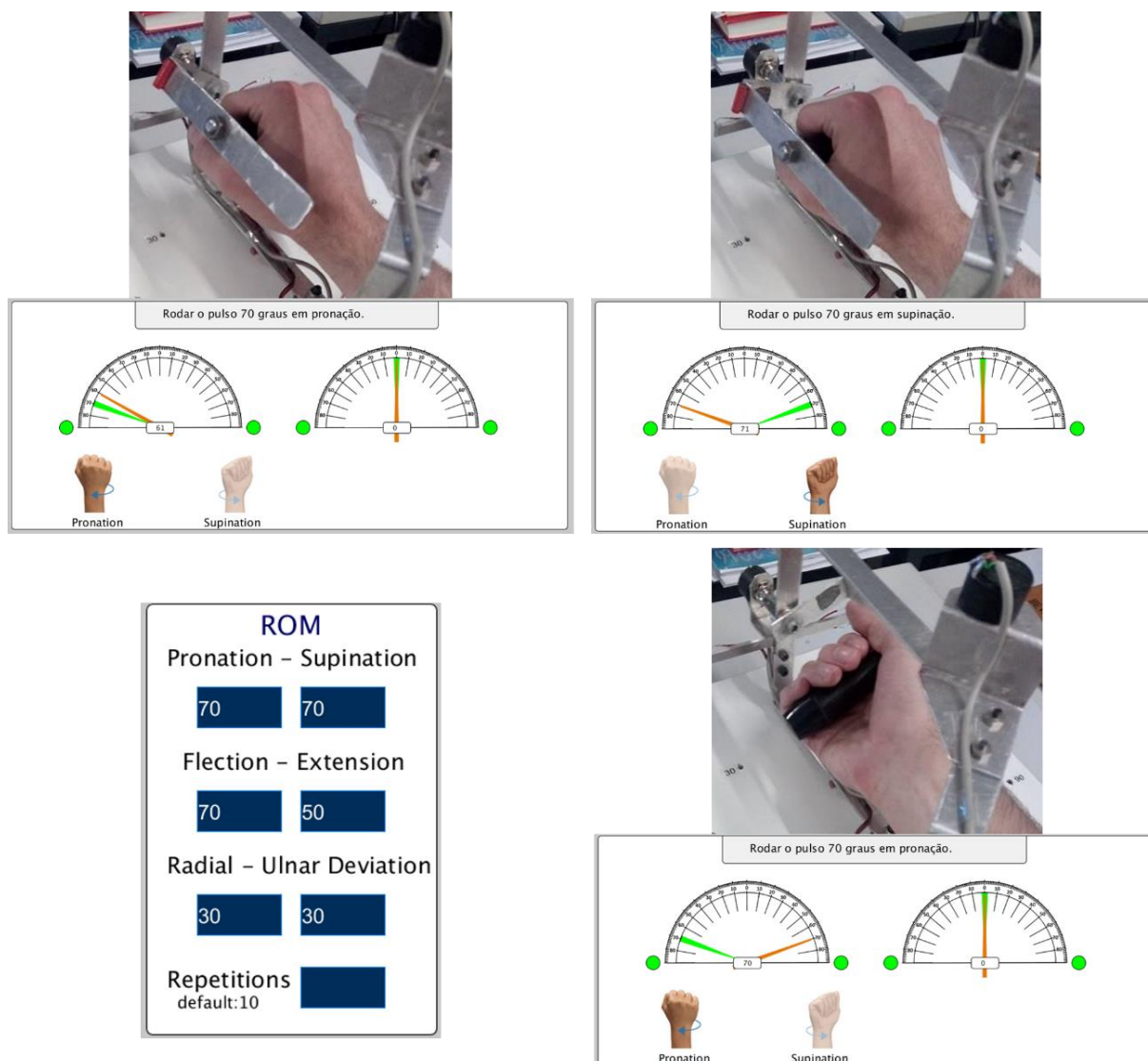


Figura 6.6 - Demonstração do dispositivo durante o exercício para os movimentos de pronação e supinação.

A sinalização da atuação dos fins de curso, para além de ser por intermédio dos LEDs no PCB, também é representada na aplicação, mudando a cor do círculo do limite correspondente para vermelho. Na Figura 6.7 dá-se o exemplo para os fins de curso correspondentes à pronação e à flexão.

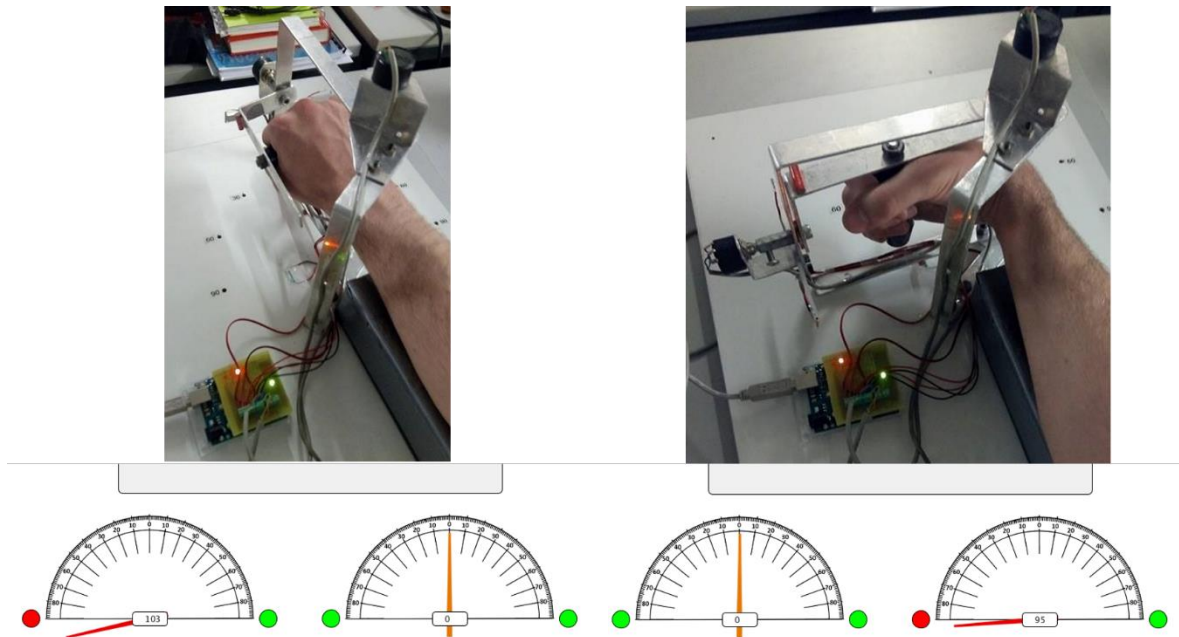


Figura 6.7 - Demonstração da atuação dos fins de curso no PCB e na aplicação.

6.5 Conclusão

Neste capítulo foi referida a solução adotada para a aferição dos potenciômetros sem a necessidade de alteração das funções map inseridas no código da aplicação.

O teste de repetibilidade mostra que o dispositivo apresenta boa repetibilidade, superando a repetibilidade típica de amplitudes de articulação com goniómetro. O dispositivo desenvolvido juntamente com a aplicação permite a monitorização da posição do pulso e as funcionalidades de reabilitação pretendidas. É possível avaliar e exercitar a articulação, podendo o exercício ser adaptado às necessidades de terapia do utilizador. O histórico de avaliações e exercícios são gravados e apresentados ao utilizador de forma a motivá-lo a superar os seus melhores resultados.

Assim, o presente dispositivo realiza a monitorização dos diferentes movimentos do pulso e permite a reabilitação do utilizador, tendo-se alcançado os objetivos propostos no trabalho e abriu portas a desenvolvimentos futuros como a implementação do controlo de uma força ativa e de uma biblioteca de exercícios com maior grau de complexidade.

7 Conclusões e Trabalhos Futuros

7.1 Conclusões

O trabalho desenvolvido cumpriu com todos os objetivos inicialmente propostos, ou seja, permitiu a construção de um protótipo funcional de um dispositivo para monitorização do movimento do pulso, permitindo os movimentos de pronação/supinação, flexão/extensão e desvio radial/ulnar. A monitorização destes 3 movimentos foi satisfeita com dispositivo de 2 eixos de rotação.

A utilização de transdutores tão simples como potenciómetros e a utilização de *reed switches* para deteção de fins de curso permitem o desenvolvimento de um dispositivo útil para a leitura de desvios angulares e com potencial para a realização de uma solução económica. De facto, mostrou-se que este tem uma conceção simples com materiais de baixo custo e materiais já existentes em oficinas. O desenvolvimento de um PCB permitiu uma grande miniaturização do sistema elétrico, apresentando-se como uma forma eficaz de conetar todos os transdutores ao *Arduino*.

A obtenção de um sistema em que a medição da amplitude da articulação é realizada de forma simples, envolvendo a movimentação do manípulo segundo dois eixos, podendo ser utilizado tanto com a mão esquerda como a mão direita não sendo necessário reconfigurar o dispositivo, o que confere a esta conceção vantagens em relação a dispositivos comerciais como o Biodex. No que respeita ao uso tradicional de goniómetros, o dispositivo apresenta ser uma solução alternativa para a medida das amplitudes de movimento da articulação, não subjetiva ou sujeita a erros aleatórios que um examinador possa cometer.

A aplicação informática desenvolvida em *Processing* permite a criação de um executável que pode correr num computador. Esta interface gráfica além da monitorização demonstra as capacidades da utilização do dispositivo em aplicações de reabilitação, sendo possível a realização de avaliações e de exercícios isotónicos. O exercício é configurável fazendo com que seja ajustado ao utilizador, o que aliado ao registo de informação referente ao progresso do mesmo apresenta potencialidade para auxiliar os pacientes nos seus programas de reabilitação.

O contacto com profissionais da área da reabilitação da mão da Escola Superior de Saúde do Instituto Politécnico do Porto e sua partilha de conhecimentos e experiência permitiu uma consolidação e coerência do dispositivo num ambiente de reabilitação, tornando-se num sistema que permite a recuperação da mobilidade, especialmente em pacientes em trabalho de pós fratura, onde se procurará testar no futuro próximo.

7.2 Sugestões para Trabalhos Futuros

O trabalho realizado permitiu a criação de uma prova de conceito que pode ser complementada e melhorada com o desenvolvimento de trabalhos futuros. Destacam-se os seguintes:

- Em relação à estrutura mecânica
 - Desenvolvimento de uma estrutura mais compacta, a partir de materiais mais adequados e aspeto mais uniforme;
 - Implementação de servomotores em cada eixo para o controlo de uma força ativa, de forma a auxiliar o utilizador e tornar o sistema num dispositivo passivo no ponto de vista do movimento. Esta introdução de servomotores também permitiria a fixação dos eixos em determinadas posições.

- Ao nível da comunicação:
 - Estabelecimento de comunicação com plataforma Android para, tornar fácil o uso pessoal e, assim, aumentar o público-alvo.
- Ao nível da aplicação:
 - Disponibilização *online* das informações de progresso do utilizador, de modo a que estes dados sejam acedidos, consultados e analisados por um terapeuta;
 - Desenvolvimento de biblioteca de exercícios para uma maior diversidade e complexidade adequados a diferentes tipos de patologias;
 - Desenvolvimento de jogos no sentido de estimular o utilizador e diminuir a monotonia dos exercícios de reabilitação.

Referências

- [1] Saúde e Fitness. (2012). *As lesões nos ligamentos do punho* [Online]. Disponível em: <http://saude-info.info/ligamento-lesoes-no-punho.html> [último acesso em Dezembro, 2016]
- [2] Aula de Anatomia. (2001). *Ossos da mão* [Online]. Disponível em: <http://www.auladeanatomia.com/novosite/sistemas/sistema-esqueletico/membro-superior/ossos-da-mao/> [último acesso em Dezembro, 2016]
- [3] K. J. Moll and M. Moll, *Atlas de Anatomia*, 4ª ed., 2004.
- [4] Saúde CUF. (2016). *Lesões do punho e mão* [Online]. Disponível em: <https://www.saudecuf.pt/desporto/lesoes/lesoes-do-punho-e-mao> [último acesso em Dezembro, 2016]
- [5] IMG Physical Therapy, (2011). Hand / Wrist Stretching and Strengthening - Home Exercise Sheet.
- [6] Orthopedic Injury & Prevention. *Wrist Exercises* [Online]. Disponível em: <https://www.orthopedicsatoz.org/Medication-Exercises/Wrist-Injuries> [último acesso em Dezembro, 2016]
- [7] B. Kochan. *Active Vs. Passive Range of Motion* [Online]. Disponível em: <http://livehealthy.chron.com/active-vs-passive-range-motion-4032.html> [último acesso em Fevereiro, 2017]
- [8] Biodex. (2016). *System 4 Pro - Manual* [Online]. Disponível em: http://www.biodex.com/sites/default/files/850000man_08262revb.pdf [último acesso em Dezembro, 2016]
- [9] CSMi Solutions. (2016). *HUMAC NORM* [Online]. Disponível em: <http://www.csmisolutions.com/products/isokinetic-extremity-systems/humac-norm> [último acesso em Dezembro, 2016]
- [10] Kinetec. (2011). *Maestra* [Online]. Disponível em: http://www.rehabmart.com/pdfs/maestra_users_manual.pdf [último acesso em Janeiro, 2017]
- [11] M. Avraam *et al.*, (2009). MR-Tech: a portable smart wrist rehabilitation device *Journal of Physics: Conference Series* vol. 149. Available: <http://iopscience.iop.org/article/10.1088/1742-6596/149/1/012033/pdf>
- [12] C. R. A. Soares, "Desenvolvimento de um Dispositivo de Feedback de Força Usando Fluidos Magneto-Reológicos," Departamento de Engenharia Mecânica, U. Porto, FEUP, 2016.
- [13] Tyromotion. (2015). *Pablo User Manual* [Online]. Disponível em: http://tyromotion.com/wp-content/uploads/2016/03/PABLO_R3_Manual_EN.pdf [último acesso em 2017, Janeiro]
- [14] Ormed. (2003). *Artromot - H* [Online]. Disponível em: <https://www.kinessonne.com/media/productfile/3/2/32732-ug.pdf> [último acesso em Janeiro, 2017]

- [15] Powerball. (2016). *Developing wrist strength & mobility* [Online]. Disponível em: <https://powerballs.com/applications/wrist/> [último acesso em Dezembro, 2016]
- [16] Medical Price. *BIODEX SYSTEM 3* [Online]. Disponível em: <https://www.medicalpriceonline.com/used-medical-equipment/biodex/biodex-system-3/> [último acesso em Junho, 2017]
- [17] RehabMart. *Kinetec Maestra Hand and Wrist CPM Machine* [Online]. Disponível em: <http://www.rehabmart.com/product/kinetec-maestra-hand-and-wrist-cpm-machine-29566.html> [último acesso em Junho, 2017]
- [18] Medi-Shop. *Artromot - H* [Online]. Disponível em: <http://www.medi-shop.gr/en/cpm/artromot-h> [último acesso em Junho, 2017]
- [19] P. A. F. d. Abreu, "Cinemática direta de manipuladores robóticos," in *Robótica Industrial*, ed. Departamento de Engenharia Mecânica: Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, 2016.
- [20] C. C. Norkin and D. J. White, *Measurement of Joint Motion: A Guide to Goniometry*, 5h ed.: F.A. Davis, 2016.
- [21] Athletic Training & Sports Medicine Center. *Goniometry of the Wrist* [Online]. Disponível em: <http://at.uwa.edu/gon/wrist.htm> [último acesso em Fevereiro, 2017]
- [22] D. Williams, "A Robot for Wrist Rehabilitation," Master, Mechanical Engineering, Massachusetts Institute of Technology, California, Los Angeles, 2001.
- [23] A. R. Tilley and H. D. Associates, *The Measure of Man and Woman*. New York: The Whitney Library of Design, 1993.
- [24] RS Pro. (2017). *RS Pro P25 Potentiometer* [Online]. Disponível em: <http://docs-europe.electrocomponents.com/webdocs/1584/0900766b81584516.pdf> [último acesso em Março, 2017]
- [25] RS Pro. (2017). *Reed Switch subminiature N/O AT 17-23* [Online]. Disponível em: <http://docs-europe.electrocomponents.com/webdocs/1498/0900766b81498d7d.pdf> [último acesso em Abril, 2017]
- [26] Arduino AG. (2017). *Introduction* [Online]. Disponível em: <https://www.arduino.cc/en/Guide/Introduction> [último acesso em Março, 2017]
- [27] Raspberry Pi Foundation. (2016). *Raspberry Pi Learning Resources* [Online]. Disponível em: <https://www.raspberrypi.org/learning/hardware-guide/equipment/> [último acesso em Março, 2017]